

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I**



**TESIS DOCTORAL**

**Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con  
diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante  
coronas atornilladas de distinta longitud.  
Estudio in vitro**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

**Patricia Pérez León**

DIRECTORES

**Guillermo Jesús Pradíes Ramiro**  
**José Florindo Bartolomé Gómez**

**Madrid, 2018**



*Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.*

# **UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



## **TESIS DOCTORAL**

Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud.

*Estudio in vitro.*

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**PATRICIA PÉREZ LEÓN**

Directores

Guillermo Jesús Pradíes Ramiro

José Florindo Bartolomé Gómez

**Madrid, 2017**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**



*Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.*

# Facultad de Odontología

## Departamento de Prótesis Bucofacial



**CSIC**

CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS

### TESIS DOCTORAL

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE DOS  
IMPLANTES CON DIFERENTE NIVEL Y DISEÑO DE LA  
CONEXIÓN PROTÉSICA, ANTE CORONAS ATORNILLADAS  
DE DISTINTA LONGITUD. ESTUDIO *IN VITRO*.

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR:

PATRICIA PÉREZ LEÓN

Directores:

Guillermo Jesús Pradíes Ramiro

José Florindo Bartolomé Gómez

Madrid, 2017



*Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.*



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE DOS  
IMPLANTES CON DIFERENTE NIVEL Y DISEÑO DE LA CONEXIÓN  
PROTÉSICA, ANTE CORONAS ATORNILLADAS DE DISTINTA  
LONGITUD. ESTUDIO *IN VITRO*.

TESIS DOCTORAL

PATRICIA PÉREZ LEÓN

2017





*Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.*

# *Agradecimientos*



Al Dr. Pradíes, persona a la que siempre he admirado por sus conocimientos, por su capacidad de trabajo, por ser un excelente docente y una gran persona. Gracias Guillermo por todo lo que me has enseñado desde el primer momento, por tu confianza, por tus consejos, por tu apoyo y por tu tiempo desde el principio hasta el día de hoy.

Al Dr. José Bartolomé, por su constante atención, por su ayuda permanente, por estar ahí en todo momento y por la ilusión con la que lo ha hecho. Gracias Jose, porque sin ti no hubiera sido posible manejar todas esas enormes máquinas ni la interpretación y comprensión de los resultados de los ensayos. Siempre recordaré tu pizarra con infinitos números, muestra del conocimiento que posees.

Al laboratorio Ávila Mañas, en especial a José Ávila, por el excelente trabajo realizado en la elaboración de las restauraciones.

A todos los que fueron mis profesores y compañeros durante el Master de Prótesis y a los compañeros del grupo de investigación del Dr. Pradíes, porque habéis contribuido a que todo esto sea posible. En especial a Paco, Alberto, Arhelys, Maripaz y Eduardo.

A todas las personas que han trabajado conmigo en los últimos años y a las que lo hacen actualmente por ayudarme a compaginarlo. Gracias Pepe, Julia, Jaime y Luis.

A todos mis amigos, especialmente a Pili, Alicia y Marina, por vuestros consejos, cariño y apoyo incondicional desde hace tantos años; y a todos los asturianos, por ayudarme en la adaptación a mi nueva vida.



A toda mi familia y en especial a mis padres, José y Pilar, y a mi hermana Ana Belén, por creer siempre en mí, por vuestro cariño, apoyo, comprensión y paciencia infinita. Por los mismos motivos A Eduardo, Mayte, Tere, Tomás, Maribel, Edu y Lucía que habéis hecho que me sienta una más desde el primer momento.

A Carlos, por ser la persona que comparte mi vida, por sentirse orgulloso de mí, por sus cuidados y por el amor y la motivación que me ha transmitido día a día durante todo este tiempo.



*Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.*

# *Índice*



## Resumen/Abstract 10

### 1 Introducción. .... 19

1.1	Antecedentes históricos y bases de la implantología dental.....	20
1.2	Materiales utilizados en implantoprótesis.....	23
1.2.1	Cerámicas.....	23
1.2.2	Metales.....	33
1.3	Restauraciones ceramometálicas en implantoprótesis.....	38
1.3.1	Evolución.....	38
1.3.2	Restauraciones unitarias atornilladas y cementadas: generalidades.....	40
1.3.3	Restauraciones metal-cerámica y totalmente cerámicas.....	41
1.3.4	Unión metal-cerámica y unión ceramo-ceramica.....	42
1.3.5	Técnicas de elaboración de restauraciones metal-cerámica unitarias.....	44
1.4	Complicaciones en implantoprótesis.....	46
1.4.1	Clasificación.....	46
1.4.2	Descripción de los distintos tipos de complicaciones.....	49
1.5	Conceptos y principios físicos implicados en los ensayos mecánicos de este trabajo.....	55
1.5.1	Propiedades mecánicas de los materiales.....	55
1.5.2	Diferencias en el comportamiento mecánico de cerámicas y aleaciones dentales.....	59
1.5.3	Ensayos mecánicos.....	60
1.5.4	Fractura.....	68
1.5.5	Fractografía.....	69

### 2 Justificación. .... 74

### 3 Objetivos. .... 79

### 4 Hipótesis de trabajo..... 81

### 5 Material y métodos..... 83

5.1	Tamaño muestral.....	84
5.2	Selección de implantes.....	84
5.3	Realización de coronas.....	89
5.3.1	Confección de estructuras metálicas internas.....	89
5.3.2	Recubrimiento cerámico de las estructuras internas.....	90
5.4	Distribución de grupos.....	93



5.5	Estudio del comportamiento mecánico de las restauraciones.....	95
5.5.1	<i>Preparación de los especímenes para los ensayos de carga.</i> .....	95
5.5.2	<i>Resistencia a la fractura ante cargas estáticas.</i> .....	98
5.5.3	<i>Resistencia a fatiga cíclica.</i> .....	100
5.6	Estudio macroestructural y microestructural de las muestras. Estudio fractográfico. ....	103
5.6.1	<i>Estudio macroestructural.</i> .....	103
5.6.2	<i>Estudio microestructural.</i> .....	104
5.7	Análisis estadístico de los datos obtenidos tras ensayos de carga estática.....	107
<b>6</b>	<b>Resultados.</b> .....	<b>109</b>
6.1	Consideraciones previas. ....	110
6.2	Resultados del estudio de resistencia a la fractura ante cargas estáticas. ....	111
6.2.1	<i>Capacidad de carga.</i> .....	111
6.2.2	<i>Análisis descriptivo y estadística inferencial de capacidad de carga.</i> .....	112
6.2.3	<i>Curvas de carga-desplazamiento.</i> .....	114
6.2.4	<i>Análisis macroestructural.</i> .....	120
6.2.5	<i>Estudio microestructural.</i> .....	125
6.3	Resultados del comportamiento mecánico en condiciones de fatiga.....	133
6.3.1	<i>Vida a fatiga cíclica y límite de fatiga.</i> .....	133
6.3.2	<i>Estudio macroestructural</i> .....	138
6.3.3	<i>Estudio microestructural.</i> .....	141
<b>7</b>	<b>Discusión.</b> .....	<b>145</b>
7.1	En cuanto al diseño y metodología del estudio.....	146
7.1.1	<i>Respecto al tamaño de la muestra y distribución de los grupos.</i> .....	149
7.1.2	<i>Respecto al diseño y fabricación de las muestras.</i> .....	151
7.1.3	<i>Respecto a la aplicación de fuerzas compresivas.</i> .....	153
7.2	Respecto a los resultados del estudio. ....	157
7.3	En cuanto a la altura de la restauración, diseño de la plataforma implantaria y complicaciones en implantoprótesis.....	163
7.4	Limitaciones del estudio. ....	175
<b>8</b>	<b>Investigaciones futuras.</b> .....	<b>177</b>
<b>9</b>	<b>Conclusiones.</b> .....	<b>180</b>
<b>10</b>	<b>Bibliografía</b> .....	<b>182</b>



*Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.*

# *Resumen/Abstract*



## **Abstract**

### **Title:**

Analysis of mechanical behavior of dental implants with different design and prosthetic connection level and different lengths of screw-retained restorations. An in vitro study.

### **Introduction:**

Osseointegrated dental implants represent a scientifically and clinically validated therapeutic treatment option for a functional and aesthetic restoration in patients. Although implant-supported prostheses have demonstrated long-term success rates, different biological, mechanical and esthetic complications have been reported. Regarding to mechanical complications, many studies have reported that the loosening and fatigue fracture of the abutment or prostheses screw are the most common failure modes for screw-retained prostheses especially in single implant-supported restorations in the premolar and molar region.

Mechanical problems are mostly related to the materials and design of prosthetic components. Moreover, studies have suggested that these complications might be determined by different factors such as the implant connection design, the geometric design of components, the production processes, interface fits, screw surface, etc.

Furthermore, variables induced by the operator such as absence of verification of passive fit, failures in the screw tightening, the lack of technical expertise, etc. may interfere with the proper operation of implant-prosthetic restoration. On the other hand, several patient characteristics have been consistently reported as a risk factor for biological and mechanical complications. These factors include parafunctional activity by generating unfavorable occlusal forces.





Unfavorable occlusal forces have also been associated with unfavorable crown to implant (C/I) ratio. It has been suggested that an implant restoration with a long crown or a short fixture under the action of forces, acts as a form of non-axial loading that concentrates stress on prosthetic components and in the coronal third of the bone-implant interface. It is known to increase the risk of bone resorption, or screw loosening, screw fracture or framework fracture or even implant fracture. Important recent studies concluded that the relationship between the length of the restoration and the length of the implant embedded in the bone may not constitute a determinant factor of peri-implant bone loss and mechanical complications could not be linked to specific C/I ratios. This risk seems to be associated more with the crown length than with the implant length. On the other hand, differences between dental implant platforms could influence the implant restoration mechanical behavior.

### **Objective:**

To analyze the mechanical behavior in each group of implant platform level and each subgroup of prosthetic restorations under static and cyclic load conditions on laboratory specimens.

### **Material and Methods:**

Two groups of 30 implants were established for each design and connection platform level ( $N_{total}=60$ ). One group was composed by implants with implant-prosthetic platform designed to be located at crestal bone level (BL group). The second group included implants with an implant-prosthetic platform designed to be situated 2mm above the bone level, in other words implant platform is located at soft tissue level (TL group). Six subgroups ( $N=10$ ) of screw-retained restorations were established according to crown heights. Three subgroups for TL implants: TL5=5mm, TL10=10mm, TL15=15mm; and three subgroups for BL implants: BL7=7mm, BL12=12mm, BL17=17mm. Static and dynamic load tests



until fracture or failure were carried out. Failed samples and fracture surfaces were analyzed with an optical and scanning electron microscope (SEM).

### **Results:**

No significant differences in load bearing capacity between implant platform levels were found ( $p=0,651$ ) at a confidence level of 95%, whereas statistically significant results were achieved between crowns heights under static loads. The lowest load bearing mean values were found in BL17 (701 N) and TL15 (746 N) groups which presented the highest crown height.

Macrostructural and microstructural analysis and the study of load-displacement curves revealed differences between subgroups of crown lengths and implant platform, regarding stress concentration and failure modes. Applied load on specimens with the smallest crown height, generated tension that caused brittle fracture in veneering ceramic. In the case of the groups with the highest crowns, failures occurred on static load at the connection of implant-crown level. Static load tests generated the fracture of a part of cobalt-chromium framework, which was inserted into Premium TG implant (TL15 and TL10 subgroups), whereas this test produced fractures of the head of Premium Straight implant screw.

Under dynamic conditions, the fatigue limit was relatively higher ( $\geq 250$  N) in specimens using implants without transmucosal part placed at crestal bone level (BL) rather than in implants with a transmucosal part (TL) and decreases significantly ( $\leq 250$  N) with increasing crown height (15-17mm).

Macrostructural and microstructural analysis revealed that the failure mode for groups with the highest crowns was plastic deformation of the screw. Connecting screw absorbed all the applied tension until fracture. All failed screw fracture plane was perpendicular to the screw long axis and took place in first threads. Fatigue striations as an indication of fatigue failure were observed by optical microscopy on the smoothest surface. The stable fracture process is followed by an



unstable fracture stage resulting in the final breakdown of the screw and consequently, rough surfaces were also observed.

### **Conclusions:**

The mechanical integrity of dental implants varies with the height of the crown and the implant platform level. Higher crown height (15-17 mm) appears to significantly decrease both load bearing capacity and fatigue life of dental implants, and their combination with transmucosal parts (TL15) reduce dramatically the fatigue limit (100 N) of these implants, and therefore the threshold load value where the fatigue life is assumed infinite for practical purposes at which fatigue fracture never occurs.



## Resumen

### Título:

Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio *in vitro*.

### Introducción:

El tratamiento con implantes dentales osteointegrados representa una opción terapéutica validada científicamente y clínicamente para la rehabilitación funcional y estética de los pacientes. A pesar de que las prótesis implanto-soportadas han demostrado altas tasas de éxito a largo plazo, se han reportado distintas complicaciones biológicas, mecánicas, estéticas, etc. En relación con las mecánicas, gran número de estudios demuestran que el aflojamiento y fractura de tornillos de retención del pilar o de la prótesis por fatiga son las complicaciones más frecuentes en las restauraciones atornilladas, especialmente en restauraciones unitarias en la zona de molares y premolares.

Las complicaciones mecánicas están frecuentemente relacionadas con los materiales y el diseño de los componentes protésicos. Además, los estudios sugieren que pueden estar determinadas por factores como el diseño de la conexión implantaria, geometría de los componentes, procedimientos de fabricación, ajustes entre los componentes, superficie del tornillo, etc.

También variables dependientes del operador como la falta de verificación de ajustes pasivos, aplicación incorrecta del torque, falta de pericia técnica, etc., pueden condicionar el éxito final del conjunto implanto protésico. Por otro lado, determinadas características del paciente se han descrito clásicamente como factores de riesgo de complicaciones mecánicas y biológicas. Entre éstas, cabe



destacar la presencia de hábitos parafuncionales capaces de generar fuerzas oclusales desfavorables.

La aparición de este tipo de fuerzas también se ha relacionado con factores como la existencia de una proporción desfavorable entre la longitud de la corona y la del implante. Se afirmaba que la presencia de una restauración implantosoportada de elevada longitud o un implante demasiado corto, bajo la acción de cargas, era capaz de inducir la aparición de una forma de fuerza no axial que generaba y concentraba estrés a nivel de los componentes protésicos de la restauración y en el tercio coronal de la superficie de unión entre el implante y el hueso. Esta circunstancia incrementaba el riesgo de reabsorción ósea, de aflojamiento o fractura del tornillo protésico, de la propia restauración o incluso del implante. Sin embargo y en contraste con lo anteriormente expuesto, últimamente se encuentran publicaciones en las que se asegura que la proporción corona/implante no parece ser un determinante de pérdida ósea periimplantaria y que la aparición de complicaciones protésicas no puede asociarse inequívocamente a determinados ratios implante/corona. El riesgo en este sentido, parece estar asociado más a la longitud de la corona que a la del implante. Por otro lado, el tipo de plataforma o conexión implantaría parece que también podría condicionar el comportamiento mecánico del complejo corona-implante.

### **Objetivo:**

Evaluar sobre probetas de laboratorio, el comportamiento mecánico de dos tipos de implantes con diferente diseño y nivel de colocación en el hueso (Bone Level vs. Tissue level) asociados a coronas de diferentes longitudes, ante ensayos de carga estática y dinámica.

## **Material y Métodos:**

Se establecieron dos grupos de 30 implantes ( $N_{\text{total}}=60$ ) en función del diseño y posicionamiento de la plataforma de conexión protésica de cada implante. En uno de los grupos, el diseño del implante incluía una conexión implanto protésica diseñada para establecerse a nivel óseo o “bone level” (Grupo BL). El segundo grupo estaba integrado por implantes cuya conexión implanto protésica estaba diseñada para establecerse 2mm coronal al nivel óseo, es decir a nivel del tejido blando o “tissue level” (Grupo TL). Se establecieron seis subgrupos ( $N=10$ ) de restauraciones en función de las longitudes de las coronas realizadas. 3 subgrupos correspondientes a restauraciones sobre los implantes TL: TL5=5mm, TL10=10mm, TL15=15mm; y 3 subgrupos sobre los implantes BL: BL7=7mm, BL12=12mm, BL17=17mm. Sobre ellos se llevaron a cabo ensayos mecánicos de aplicación de carga de naturaleza estática y dinámica hasta la fractura o fallo de alguno de los componentes. Los especímenes ensayados fueron posteriormente analizados bajo el microscopio óptico y electrónico de barrido (MEB) para evaluar la morfología del fallo.

## **Resultados:**

Ante cargas de naturaleza estática, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la capacidad de carga máxima entre los dos tipos de implantes ( $p=0.651$ ) con un nivel de confianza del 95% cuando. Sin embargo, sí se observaron en función de la altura de corona. A este respecto, los valores más bajos de carga estática máxima correspondieron a los especímenes con restauraciones de mayor longitud BL17 (701 N) y TL15 (746 N). El análisis macroestructural y microestructural de los especímenes y el estudio de las curvas de carga-desplazamiento tras los ensayos de carga estática, revela diferencias en función de la altura de la corona y plataforma implantaria, en cuanto a concentración de tensiones y mecanismo de aparición del fallo. En los especímenes de menor altura, la fuerza aplicada genera tensiones que provocan la fractura frágil de la cerámica. Por el contrario, en los especímenes con las mayores longitudes de

corona, las tensiones secundarias a las fuerzas aplicadas producen el fallo a nivel de la unión entre los implantes y las restauraciones. El análisis fractográfico indica que, en los especímenes de mayor longitud de corona, bajo condiciones de carga estática y en las muestras formadas por los implantes con conexión transgingival (TL15 y TL10), el fallo se produce por la fractura de la estructura interna de la corona. Mientras que, en las muestras equivalentes, pero con conexión a nivel óseo, el mecanismo por el cual se produce el fallo es la fractura del tornillo.

En cuanto a los resultados ante cargas dinámicas, el límite de fatiga fue relativamente más alto ( $\geq 250$  N) en las muestras con implantes de conexión ósea (BL) en comparación con los implantes de conexión transmucosa (TL) y disminuyó, de forma significativa, ( $\leq 250$  N), según se aumenta la altura de la corona (15-17 mm). El análisis macro y microestructural revela que el mecanismo por el que se produce el fallo de los especímenes de mayor altura, fue fundamentalmente por la fractura del tornillo de fijación mediante deformación plástica, a causa de aplicación de cargas cíclicas. Todas las fracturas del tornillo de fijación fueron perpendiculares al eje largo del mismo y se produjeron en las primeras espiras. En todas ellas se distingue una superficie sensiblemente más lisa, con estriaciones, correspondiente a la zona de fatiga, y una región con superficies muy rugosas perteneciente a la zona de rotura final, que tiene lugar de manera rápida e inestable.

### **Conclusiones:**

La integridad mecánica de las restauraciones sobre implantes varía en función de la longitud de las coronas y del tipo de plataforma implantaria. Longitudes de corona mayores de 15-17 mm hacen disminuir significativamente la capacidad de carga máxima y la vida a fatiga de las restauraciones. Su combinación con la plataforma transmucosa (TL15) redujo dramáticamente su límite de fatiga ( $\approx 100$  N) y por consiguiente el valor de la carga umbral donde la vida a la fatiga se considera infinita y donde la rotura por fatiga no se produciría.



# 1 Introducción.





## **1.1 Antecedentes históricos y bases de la implantología dental.**

El deseo de restaurar aquellas partes del cuerpo perdidas es y ha sido una constante tan antigua como la humanidad misma. Una de las primeras evidencias de estas prácticas se encuentra expuesta en el Museo de El Cairo, Egipto. Se trata del “dedo de Tabaketenmut”, datado entre los años 950 y 710 antes de Cristo<sup>(1,2)</sup>.

La pérdida dentaria es una de las mutilaciones más frecuentes que ha sufrido la humanidad desde sus inicios. La importancia de la dentición en funciones tan elementales como la masticación y deglución de los alimentos y su influencia en la fonación, es clave en la justificación de la constante angustia sufrida por el hombre ante el edentulismo total o parcial,<sup>(3)</sup> pero, es también ancestral la trascendencia de la dentición a nivel emocional. Ha sido entendida como medio ornamental, de salud y fortaleza, de integración o distinción social, de tradición, ritualidad, religiosidad e incluso espiritualidad, simbolizando la heterogeneidad cultural de los diferentes pueblos desde los albores de la humanidad<sup>(4)</sup>.

En consecuencia, la idea de crear un sustituto del diente se remonta muy atrás en la historia<sup>(5)</sup>. Se han encontrado vestigios de estos trabajos realizados a partir de valvas de moluscos, madera, marfil, huesos o dientes de animales o de otro ser humano, piedras preciosas, metales nobles, aleaciones, cerámicas, etc<sup>(6)</sup>.

Uno de los restos más antiguos posee casi 10.000 años de antigüedad. Se trata de un cráneo femenino correspondiente a la cultura Capsiana, con una implantación necroscópica de un fragmento de falange en el alveolo dentario del segundo premolar superior derecho<sup>(5,7)</sup>. En el Valle de Ulúa, en Honduras, se encontró un fragmento de mandíbula de origen maya, datada del año 600 d.C., con tres trozos de concha tallados y colocados “in vivo” en los alveolos de tres incisivos inferiores ausentes<sup>(5,7,8)</sup>.



La perseverancia del hombre a lo largo de la historia encaminada a evitar la merma o menoscabo de sus funciones más primarias y el impacto psicosocial consecuente de la pérdida dentaria, ha impulsado la aparición y desarrollo del concepto de implante dental. Este término, tal y como se conoce en la actualidad, tiene su origen en los estudios desarrollados por el Profesor Branemark sobre la microcirculación sanguínea de la médula ósea a mediados del siglo XX<sup>(9-11)</sup>.

La implantología dental moderna está basada en el fenómeno de la Osteointegración, “conexión directa, estructural y fisiológica entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional”. Los estudios del Dr. Per Ingvar Branemark demostraron que el titanio era hasta el momento, el mejor biomaterial para el reemplazo artificial de la raíz dental, siendo capaz de desarrollar una respuesta osteointegradora<sup>(8-11)</sup>. El descubrimiento de los fenómenos biológicos de la Osteointegración, ha sido uno de los avances científicos más significativos de la Odontología en los últimos años.

Esta nueva modalidad rehabilitadora surge como alternativa terapéutica únicamente en pacientes totalmente desdentados a nivel mandibular<sup>(12)</sup>. En el resto de situaciones clínicas, se optaba por la realización de una prótesis fija sobre dientes o removible convencional. Desde entonces, ha sufrido una evolución exponencial. Ha pasado de ser una alternativa protésica limitada, a constituir una de las opciones rehabilitadoras del paciente parcial o totalmente edéntulo más importantes<sup>(13-15)</sup>. Cada vez son más las indicaciones que presentan las prótesis sobre implantes y menos sus limitaciones, permitiendo la consecución de rehabilitaciones íntegras, exitosas y predecibles a largo plazo, aportando un alto grado de satisfacción y de mejora de la calidad de vida de los pacientes<sup>(11,13,16,17)</sup>.

El tratamiento con implantes dentales osteointegrados en sus orígenes, se encontró fuertemente limitado a zonas con una cantidad y calidad de hueso residual mínima<sup>(12)</sup>. El aumento en las posibilidades terapéuticas de la implantología ha estado íntimamente ligado a los progresos en las técnicas quirúrgicas encaminadas a incrementar la cantidad de hueso de zonas susceptibles

a ser receptoras de implantes. El gran avance en el conocimiento sobre el manejo de injertos autólogos, las mejoras alcanzadas en biomateriales orgánicos sustitutivos óseos y la aparición de técnicas de barrera cada vez más eficientes, han posibilitado que actualmente el profesional sea capaz de estimular la proliferación de células formadoras de hueso. La regeneración ósea ha conseguido acercar la terapia implantológica a pacientes con disponibilidad ósea comprometida, situaciones donde antes era impensable<sup>(18)</sup>.

Gracias a las modificaciones que se han ido sucediendo principalmente en la forma, en el tamaño y en la superficie implantaría, se ha mejorado la respuesta biológica y el comportamiento mecánico de las restauraciones sobre implantes, disminuyéndose los tiempos de espera para su colocación<sup>(8,18)</sup>. Por otro lado, ha posibilitado la colocación de implantes cada vez más cortos, permitiendo incluso obviar el recurrir a técnicas quirúrgicas avanzadas en situaciones de cantidad ósea comprometida.

La mayoría de los estudios publicados en la literatura científica sitúan la tasa de supervivencia global de los implantes y de los distintos tipos de rehabilitaciones sobre implantes por encima del 95% tras 5 años de seguimiento en función<sup>(11,13-15, 19,20)</sup>. Sin embargo, a pesar de las altas tasas de supervivencia y de éxito logradas con las prótesis implanto-soportadas e implanto-retenidas, esta modalidad terapéutica esta todavía sujeta a complicaciones<sup>(11,13-15,19-27)</sup>.

Algunos autores afirman que el 33,6% de pacientes experimentan algún tipo de complicación a los 5 años con la terapéutica implantológica<sup>(28)</sup>. Estas complicaciones engloban un conjunto de circunstancias que pueden afectar en mayor o menor medida al grado de osteointegración del implante, a la restauración protésica y a los tejidos orales periimplantarios a lo largo del tratamiento.



De manera tradicional, la figura del prostodoncista ha sido considerada como fundamental. Su figura es necesaria para tomar la elección de la opción más apropiada para la rehabilitación integral del paciente y para reducir la frecuencia de aparición de las distintas complicaciones mencionadas con anterioridad. En este sentido, es crucial que el prostodoncista lleve a cabo el estudio de los materiales que componen una restauración, así como su técnica de procesado.

Pero en Odontología, y en concreto en implantoprótesis, en gran cantidad de ocasiones no basta con el estudio de dichos materiales de forma aislada para asegurar tanto el funcionamiento como el mantenimiento de las rehabilitaciones a lo largo del tiempo. Sino que es imprescindible entender como unos influyen o participan en el comportamiento de los otros, circunstancia indispensable para llegar a comprender el funcionamiento de la restauración en su conjunto y elegir el diseño más adecuado de la restauración en cada caso.

## **1.2 Materiales utilizados en implantoprótesis.**

En general, los materiales sólidos pueden clasificarse en función de su composición química y estructura atómica en tres grandes grupos: materiales cerámicas, materiales metálicos y materiales poliméricos<sup>(29,30)</sup>. El estudio de este último grupo no va a realizarse en este apartado debido a que no se ha utilizado en la realización de las restauraciones.

### **1.2.1 Cerámicas.**

Las cerámicas son materiales de naturaleza inorgánica y de origen mineral. Su composición química varía considerablemente desde compuestos simples hasta mezclas de complejas fases unidas con enlaces iónicos y/o covalentes, variaciones que condicionan sus propiedades finales. En general, son materiales duros y frágiles, con tenacidad y ductilidad bajas<sup>(31-33)</sup>.



El término “cerámica” proviene de la palabra griega κεραμικός, keramikos o “tierra quemada” y tradicionalmente se ha definido como el “Arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza y porcelana”<sup>(32)</sup>.

Tal y como la conocemos en la actualidad, la cerámica tiene su origen en China, aproximadamente 100 años AC. Esta cerámica estaba realizada a base de cuarzo, feldespato y caolín, y se sinterizaba en hornos que alcanzaban temperaturas superiores a los 1200 grados<sup>(34)</sup>.

#### 1.2.1.1 Cerámicas en prótesis dental: evolución y clasificación.

Hasta el siglo XVIII no se tiene conocimiento de que se contemple la aplicación de la cerámica en Odontología. Pierre Fauchard en su libro “El Cirujano Dentista”, publicado en 1728, expone las ventajas que podría suponer su uso en el ámbito dental<sup>(35)</sup>.

Los primeros ensayos con distintos tipos de porcelana fueron realizados por Alexis Duchâteau, reconocido químico parisino. Éstos dieron verdaderos resultados tiempo después con la ayuda de los conocimientos aportados por un dentista, Nicolás Dubois de Chemant. Fue él quien finalmente en 1789, obtuvo la Patente de Inventor de Luis XVI para “dientes incorruptibles y sin olor” y tres productos: la porcelana blanda (cocida entre los 600 y 900°C), la porcelana dura de Limoges (cocida a partir de 1350°C) y la porcelana inglesa. Para ellas había introducido además un horno de gas y diferentes tintes<sup>(6,34,36)</sup>.

Este camino fue continuado posteriormente por el cirujano dentista de origen italiano Giuseppangelo Fonzi. Tras muchos experimentos, consiguió elaborar piezas unitarias de porcelana dura infiltrada con óxidos metálicos unidas a un perno de platino que permitía adaptarlas a las prótesis de todos los pacientes. Además, desarrolló un horno y más de una veintena de esmaltes para imitar las diferentes tonalidades de los dientes naturales. De esta forma consiguió piezas retentivas, con elevada resistencia mecánica, estables frente a agentes químicos y



un alto grado de estética que denominó “dents terre-métalliques”. Los resultados de sus años de trabajo fueron plasmados en un estudio publicado en 1808, titulado “Report in the artificial terro-metallic teeth of Mr Fonzi, Surgeon Dentist of the Faculty of Paris”<sup>(33,36-40)</sup>.

Land en 1886, introduce la primera restauración a base de porcelana feldespática<sup>(41-45)</sup>. Eran porcelanas con alta translucidez, pero, se trataba de una porcelana con poca resistencia por lo que debían de estar soportada por una estructura de metal, una hoja de platino<sup>(43,45)</sup>. A este tipo de restauraciones se las conoció con el nombre de Jackets, denominación que perdura hasta nuestros días<sup>(41,42)</sup>.

Weinstein y cols. en 1950, introducen la leucita en la composición química de la cerámica y un proceso de cocción al vacío sobre una lámina de oro<sup>(43,46)</sup>. De esta forma consiguen una mayor estética y resistencia de las restauraciones finales y una menor variación dimensional. Pero, además, la importancia de la introducción de microcristales de leucita en la matriz vítrea es su papel para reforzar la cerámica. Estos autores lograron mejorar las propiedades mecánicas de las cerámicas existentes hasta la época y mejoraron la capacidad de las mismas a contrarrestar la propagación de las grietas, aunque la translucidez era menor<sup>(46)</sup>.

McLean y Hughes en 1965 introdujeron la porcelana aluminosa. Añadieron a las porcelanas feldespáticas cantidades altas de alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) en forma cristalina en su fase vítrea, reduciendo la proporción de cuarzo<sup>(43,44,46,47)</sup>. La incorporación de cristales de mayor dureza mejoró aún más la resistencia y tenacidad de éstas, aunque las hizo menos estéticas por la opacidad que introduce la alúmina<sup>(43,44)</sup>.

Posteriormente se van introduciendo en estas cerámicas otros componentes como el disilicato o el ortofosfato de litio, óxido de magnesio, el óxido de aluminio, óxido calcio, óxido de circonio, óxido de itrio, fluoruros, etc. Surge así el grupo de cerámicas circoniosas. El óxido de circonio le confiere a estas

cerámicas una elevada tenacidad y, además, un nuevo mecanismo de refuerzo frente a la propagación de grietas: el fenómeno de “transformación resistente” que fue expuesto por *Garvie y cols.*<sup>(48)</sup> en 1975. El óxido de circonio parcialmente estabilizado con itrio, ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta, pasa de la forma tetragonal a monoclinica y adquiere un volumen mayor ( $\cong 4\%$ ) que frena el progreso de la misma. Sin embargo, como en el caso de las aluminosas, las cerámicas circoniosas son cerámicas muy opacas<sup>(41,49,50)</sup>.

La evolución de la cerámica a lo largo de la historia permite su clasificación atendiendo a varios factores como su **composición química**. En base a ello, clásicamente se han agrupado en tres grandes grupos: Cerámicas feldespáticas (convencionales y de alta resistencia), cerámicas aluminosas (convencionales y de alta resistencia) y cerámicas circoniosas.

Las cerámicas feldespáticas convencionales fueron las primeras porcelanas de uso dental y tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente, los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato (15-30%), cuarzo (15-30%) y caolín (40-70%). La composición de estas porcelanas se fue modificando hasta convertirse en una matriz de feldespato (60-90%) en el que estaban dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida, caolín<sup>(34,41,42,44,51,52)</sup>. Dentro de este grupo existe una gran variedad de productos. Algunos de los sistemas más representativos se indican en la Tabla 1.

Las cerámicas feldespáticas de alta resistencia poseen un alto contenido de feldespatos, pero se caracterizan por la adición de determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica. En la Tabla 1, se muestran ejemplos de cerámicas feldespáticas que deben su resistencia a la incorporación de microcristales de leucita, de cerámicas reforzadas con disilicato de litio y por último, aquellas en las que se incluye dióxido de circonio en su composición<sup>(35,41,42,44,51,52)</sup>. La cerámica empleada para el recubrimiento de las estructuras metálicas en este estudio es una cerámica feldespática de alta

resistencia reforzada con disilicato de litio (IPS e.max® Press, Ivoclar). Se trata de una cerámica compuesta principalmente por dióxido de silicio (63%) y disilicato de litio (28%). El 9% en peso restante lo forman elementos como el óxido de zinc (3.3%) y óxido de potasio (2.5%). Es una porcelana utilizada para restauraciones unitarias totalmente cerámicas, tanto en zonas anteriores como posteriores, en prótesis fija sobre dientes o implantes.

Recientemente se ha incorporado otro grupo de cerámicas de silicato de litio reforzadas con aproximadamente un 10% de dióxido de circonio como Suprinity® (VITA) o CELTRA® Duo (Dentsply), a las que se atribuyen gran resistencia a la fractura y excelentes propiedades ópticas. El componente principal de este tipo de cerámicas es el dióxido de silicio, el cual representa en torno al 60% de su porcentaje en peso. Además, contienen entre un 15% y un 20% de óxido de litio<sup>(53)</sup>.

Las cerámicas aluminosas convencionales se caracterizan por tener un contenido en alúmina entre el 20 y el 45%, mientras que las cerámicas aluminosas de alta resistencia poseen un porcentaje de alúmina que varía entre un 60 y 99%<sup>(35,41,42,44,51,52)</sup>. Los sistemas más representativos de ambos grupos se encuentran indicados en la Tabla 1.

Las cerámicas circoniosas clásicas están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (>95%) y estabilizado parcialmente (<5%) con óxidos de elementos con menor valencia como el  $Y_2O_3$ , CaO, MgO,  $La_2O_3$  o  $CeO_2$ . La adición de estos estabilizantes permite obtener cerámicas formadas casi completamente por zirconio en fase tetragonal a temperatura ambiente, con un promedio de grano <0.3 $\mu$ . Como resultado, se obtienen cerámicas de elevada resistencia a la fractura<sup>(35,41,42,44,51,54)</sup>. Sin embargo, debido a su microestructura y al tamaño de grano, esta primera generación de cerámicas circoniosas es considerada como un material de restauración opaco. Durante la última década, las cerámicas circoniosas clásicas han tenido múltiples aplicaciones, pero la necesidad de mejora



a nivel estético, ha promovido la aparición de cerámicas circoniosas de alta translucidez. Estos sistemas cerámicos poseen un bajo contenido (<50%) de óxido de circonio en fase tetragonal. A continuación, se muestran ejemplos de ambos grupos.

Tipos de cerámicas	
<b>Cerámicas feldespáticas convencionales</b>	Biobond® (Dentsply), Carat® (Dentsply), Ceramco® II (Dentsply), Creation® (Jensen), Duceram® (DeguDent), Ex3® (Noritake), IPS® Classic (Ivoclar), Jelenko® (Heraeus Kulzer), Microbond® (Austenal), Omega® 900 (Vita), Response® (Vita), Vintage® (3M ESPE), Vivodent PE® (Ivoclar), VMK 95® (Vita), Will-Ceram® (Ivoclar), VITABLOCS Mark® II (VITA), VITABLOCS TriLuxe® (VITA), VITABLOCS Esthetic Line® (VITA Zahnfabrik).
<b>Cerámicas feldespáticas de alta resistencia</b>	Reforzadas con microcristales de leucita: IPS Empress® (Ivoclar) IPS ProCAD® (Ivoclar), Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (Myron Int) y Finesse® AllCeramic (Dentsply).
	Reforzadas con disilicato de litio: IPS Empress® II (Ivoclar), IPS e.max® CAD (Ivoclar) e IPS e.max® Press (Ivoclar).
	Reforzadas con dióxido de circonio: Suprinity® (VITA) o CELTRA® Duo (Dentsply)
<b>Cerámicas aluminosas convencionales</b>	AllCeram® (Ducera), Cerabien® (Noritake), Vitadur N® (Vita), Vitadur® Alpha (Vita), VM7® (Vita), NobelRondo® Alumina (Nobel Biocare), CZR® (Noritake), Cercon® Ceram S (DeguDent), Lava® Ceram (3M Espe), Veneering Ceramic D® (Vita) y VM9® (Vita)
<b>Cerámicas aluminosas de alta resistencia</b>	In-Ceram® Alumina (Vita), In-Ceram® Spinell (Vita), In-Ceram® Zirconia (Vita), Procera® AllCeram (Nobel Biocare).
<b>Cerámicas circoniosas clásicas</b>	Lava™ All Ceramic System® (3M ESPE), Cercon® (Dentsply), DC-Zirkon® (DCS), Denzir® (Decim), Procera AllZircon® (Nobel Biocare), In-Ceram® Zirconia (Vita) e IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar).
<b>Cerámicas circoniosas de alta translucidez</b>	Lava™ Plus High Translucency (3M Oral Care), Zirconia Prettau® (Zirkonzahn GmbH), BruxZir® anterior (Glidewell Laboratories), Katana Ultra-Translucent UT, Katana Super-Translucent ST y Katana High-Translucent HT (Kuraray Noritake Dental Inc), Priti® multidisc ZrO2 High Translucent (Pritidenta GmbH).

Tabla 1: Sistemas cerámicos más representativos de los distintos tipos de cerámicas según su composición química.



Sin embargo, la gran variedad de sistemas cerámicos e innovaciones tecnológicas introducidas en las últimas décadas, dificulta su agrupación en dichas categorías. Por ello, recientemente se ha introducido una **nueva clasificación** basada en la estructura interna y en la composición química de las cerámicas, en la que se incluye el método por el que son procesadas. Esta nueva clasificación divide los sistemas cerámicos en tres grandes familias: materiales cerámicos con fase vítrea, materiales cerámicos sin fase vítrea y cerámicas híbridas<sup>(55)</sup>. Esta clasificación se detalla en la tabla 2.

Dentro del primer grupo se encuentran las cerámicas a base de silicatos y las cerámicas infiltradas. En esta gran familia quedan englobadas las cerámicas feldespáticas clásicas y de alta resistencia de la clasificación tradicional a la vez que se da cabida a los nuevos materiales cerámicos introducidos con una estructura interna y composición química similar.

Las cerámicas sin fase vítrea quedan caracterizadas por poseer una matriz cristalina a base de óxido de aluminio u óxido de circonio<sup>(55)</sup>. Este grupo de cerámicas policristalinas engloba las categorías de cerámicas aluminosas convencionales y de alta resistencia, y a las circoniosas clásicas y de alta translucidez.

Por último, la clasificación incluye un grupo de cerámicas denominadas híbridas. En esta familia se incluyen sistemas cerámicos infiltrados con polímeros o con una matriz polimérica reforzada con silicatos o nanopartículas de circonio<sup>(53,55)</sup>.



Tipos de cerámicas dentales		
Composición	Procesado	Ejemplos
<b>1. Cerámicas con matriz vítrea</b>		
- Cerámica de feldespato	Fresado	CEREC Blocs (Sirona) VITABLOCS Mark® II (VITA) VITABLOCS TriLuxe® (VITA) VITABLOCS TriLuxe® Forte (VITA) VITABLOCS RealLife® (VITA)
	Prensado	VITA PM® (VITA) Cergo Press (Dentsply Sirona) Cercon® Ceram Press (DeguDent)
- Vitrocerámica	Fresado	IPS Empress® CAD (Ivoclar) IPS Empress® CAD Multi (Ivoclar) Cerec Blocs C In (Sirona)
	Prensado	IPS Empress® Esthetic (Ivoclar) IPS e.max® ZirPress (Ivoclar) IPS Empress® Cosmo (Ivoclar)
- Cerámica de Disilicato de litio (LS <sub>2</sub> )	Fresado	IPS e.max® CAD (Ivoclar)
	Prensado	IPS e.max® PRESS (Ivoclar)
- Cerámica de Silicato de litio reforzado con circonita (ZLS)	Fresado	Suprinity® PC (VITA) Suprinity® FC (VITA) Celtra® Duo (Dentsply)
	Prensado	Celtra® Press (Dentsply Sirona)
- Cerámicas de recubrimiento		IPS e.max® (VITA) Ceram VITA VM®7 (VITA) para In-Ceram® VITA VM®9 (VITA) para ZrO <sub>2</sub> VITA VM®11 (VITA) para ZLS Cercon® Ceram Love (Dentsply Sirona) y Ceram Kiss para ZrO <sub>2</sub> , Celtra® Duo-stain & glaze (Dentsply) para CAD/CAM
	Digital	VITA Rapid Layer technology (VITA) IPS e.max® CAD-on technique (Ivoclar) Cerec Multilayer (Sirona) Cerec Bloc 40 (Sirona)



Tipos de cerámicas dentales		
Composición	Procesado	Ejemplos
<b>1. Cerámicas con matriz vítrea</b>		
<b>2. Cerámicas sin matriz vítrea (policristalinas)</b>		
- Infiltradas con vidrio	Fresado	In-Ceram® ALUMINA (VITA) In-Ceram® Zirconia (VITA)
	Colado	In-Ceram® ALUMINA (VITA)
- Alto grado de sinterización	Fresado	Lava™ Zirconia (3M ESPE) Lava™ Plus (3M ESPE) High Translucency Zirconia Cercon® base (DeguDent) Cercon® ht (DeguDent) IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar) Everest® ZS-Blank (KaVo) inCoris ZI (Sirona) inCoris TZI (Sirona) VITA In-Ceram® YZ (Ivoclar) Zenostar Zr (Wieland)
	Sinterizado con presión	Procera® Alumina (Nobel Biocare) Procera® Zirconia (Nobel Biocare)
<b>3. Cerámicas híbridas</b>		
- Polímeros	Fresado	VITA Enamic® PC (VITA)
- Resina	Fresado	Lava™ Ultimate Restorative (3M ESPE)

Tabla 2: clasificación de las cerámicas dentales en función de su composición química, estructura interna y método de procesado<sup>(53,55)</sup>.

La clasificación tradicional de las cerámicas dentales en función de la **técnica de procesado** incluye los siguientes procedimientos. En la técnica de condensación sobre muñón refractario la porcelana se aplica sobre un modelo refractario obtenido a partir del duplicado del modelo original, que no sufre alteraciones dimensionales durante las altas temperaturas empleadas durante la sinterización de la cerámica. El procedimiento de sustitución a la cera perdida consiste en el calentamiento de la cerámica hasta su punto de fusión y posterior inyección sobre un patrón que previamente ha sido modelado en cera y que se posiciona en el interior de un cilindro de revestimiento. Una vez que la cera ha sido calcinada, se empuja la cerámica fluida hacia el interior del cilindro, gracias a la ayuda de un pistón. Por último, se encuentra la tecnología CAD/CAM acrónimo inglés de *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*, que traducido al castellano significa diseño asistido por ordenador/fabricación asistida por ordenador. En esta técnica tiene lugar el uso de sistemas informáticos como herramienta de soporte en todos los procesos involucrados en la obtención de la restauración: digitalización, diseño y fabricación por tecnología de adición o de sustracción <sup>(41)</sup>. La realización de las restauraciones sobre implantes del presente estudio tuvo lugar mediante una combinación entre la técnica CAD/CAM y la técnica de sustitución a la cera perdida por inyección.

Por otro lado, las cerámicas pueden ordenarse en tres grupos de acuerdo a su **resistencia a la fractura**. Dentro del grupo de baja resistencia se encuadran las porcelanas feldespáticas, cuyos valores de resistencia se sitúan entre los 100 y 300 MPa. Las cerámicas de alta resistencia, donde se incluyen las cerámicas circoniosas, poseen una resistencia mayor a los 700 MPa. Entre ambos grupos se hallan las cerámicas aluminosas, de resistencia moderada (300-700 MPa). Algunas cerámicas feldespáticas de alta resistencia como IPS Empress® II e IPS e.max® Press/CAD (Ivoclar) utilizada en este estudio, pueden encuadrarse también dentro de este último grupo<sup>(41)</sup>.



Por último, según su **temperatura de procesado**, pueden clasificarse en: Alta, por encima de 1300°C; media, entre 1050 y 1300°C; baja, entre 850 y 1050°C; y muy baja, por debajo de 850°C<sup>(41)</sup>. La cerámica feldespática de alta resistencia utilizada en este estudio (IPS e.max® Press, Ivoclar, reforzada con disilicato de litio) posee una temperatura de procesado superior a los 850°.

### 1.2.2 Metales.

Los metales son materiales de naturaleza inorgánica, opacos a la luz visible y sólidos, resistentes y dúctiles a temperatura y presión normal; poseen buena reflexión de la luz cuando su superficie está pulida y son buenos conductores del calor y de la electricidad<sup>(29,30,56,57)</sup>.

#### 1.2.2.1 Aleaciones de uso dental: características y clasificación.

El metal ha sido uno de los materiales más usados en la historia de la Odontología, aunque, mayoritariamente se han utilizado en forma de aleaciones debido a que sus propiedades resultaban generalmente superiores<sup>(58-60)</sup>. Algunos metales, sin embargo, se han utilizado en estado puro. Es el caso de la plata pura con la que se realizaban los conos destinados a la obturación de conductos en endodoncia<sup>(61)</sup>. Otras excepciones son el uso de la misma plata o el cobre para la obtención de modelos galvanoplásticos de trabajo o el titanio puro empleado en implantología y en prótesis<sup>(58)</sup>. Además, el oro puro se ha empleado para orificaciones, técnica de obturación más antigua y que más ha permanecido en el tiempo. Ha sido la técnica más común hasta principios del siglo XIX, momento en el que fue sustituida por una aleación: la amalgama de plata, material de obturación de elección durante todo el siglo XX<sup>(62)</sup>.

Pero, la utilización de aleaciones en el campo de la Odontología se remonta muy atrás en la historia. El empleo de mezclas a base de mercurio para la obturación de cavidades dentales data del siglo XVII<sup>(63)</sup>. Además, se han empleado

de forma rutinaria en la fabricación de coronas, puentes, prótesis fijas y removibles y en ortodoncia<sup>(56,58,62)</sup>.

Las diferentes aleaciones en Odontología suelen nombrarse de acuerdo a su composición, normalmente expresada en porcentaje en peso de los distintos elementos que intervienen<sup>(59)</sup>. Debido a la gran cantidad de aleaciones presentes en Odontología han sido varias las clasificaciones que se han ido sucediendo a lo largo del tiempo. Han sido agrupadas de acuerdo a su aplicación en: aleaciones para restauraciones metálicas, aleaciones para restauraciones metal-cerámica y aleaciones para estructuras de prótesis parcial removable. Algunos autores han distinguido entre aleaciones preciosas, semipreciosas y no preciosas en base a la cantidad de oro presente en su composición, identificándolas así con su precio. Otros han utilizado los términos de nobles, seminobles y no nobles para su organización. Sin embargo, la clasificación más utilizada es la establecida en 1984 por la Asociación Dental Americana (*American Dental Association*, ADA). Esta organización clasifica las aleaciones metálicas para uso dental **en función de su composición química** o cantidad presente de metales nobles<sup>(59,60)</sup>.

De esta manera se distinguen tres grupos, tal y como se indica en la Tabla 3. El primer grupo lo componen las aleaciones de alto contenido en metales nobles, aquellas que poseen como mínimo un 40% de su peso en oro y un 60% en peso de elementos metálicos nobles. El segundo grupo se corresponde con las aleaciones nobles, con un contenido en peso de metales nobles igual o superior al 25%. Por último, el conjunto de aleaciones no nobles o metal base con menos del 25% en peso de metales nobles. Dentro de este grupo se distinguen las aleaciones de Cromo-Níquel, Cromo-Cobalto y aleaciones a base de titanio<sup>(59,60,63,64)</sup>.

Aleaciones dentales	
Categoría	Composición
<i>De alto contenido en metales nobles</i>	Au $\geq$ 40% en peso
<i>Nobles</i>	Metales nobles $\geq$ 25% en peso
<i>No nobles o metal base</i>	Metales nobles $<$ 25% en peso

Tabla 3: Clasificación de las aleaciones metálicas de uso en prótesis, según la ADA en función de su composición química.

Sin embargo, estudios más recientes<sup>(65)</sup>, tratan de introducir una clasificación basada en la **resistencia a la corrosión**, tanto química como electroquímica de las distintas aleaciones, siguiendo las especificaciones descritas en la Norma “ISO 10271:2001 – Dental alloys – corrosion test methods”.

En el estudio llevado a cabo por Manaranchea y Hornberger<sup>(65)</sup>, la corrosión química queda caracterizada por la cantidad de iones metálicos liberados tras cada test. En base a este parámetro se definen tres grupos de aleaciones: grupo I (<10 g/cm<sup>2</sup>), grupo II (10-100 g/cm<sup>2</sup>) y grupo III (100-1000 g/cm<sup>2</sup>), siendo este último capaz de inducir reacciones biológicas adversas en los pacientes. El riesgo de corrosión electroquímica, evaluado tras ser analizados y puntuados una serie de parámetros (potencial de reposo, densidad de corrosión, curvas de polarización), queda establecido en cinco grupos ordenados de menor a mayor riesgo de corrosión: Grupo I (puntuación >5), grupo II (>4,70), grupo III (>4,40), grupo IV (>4,10) y grupo V (<4,10). En la siguiente tabla se detalla y completa la información expuesta (Tabla 4).





Clasificación de las aleaciones dentales			
Aleación		Resistencia a la corrosión	
Categoría	Ejemplo	Química	Electroquímica
Con base Pd	Cerapall 2	Grupo I	5.070
	Cerapall 6		5.045
Au-Pt	Unique	Grupo I	5.060
	V-Gnathos Plus		5.044
Au-Pt-Pd	V-Supragold	Grupo I	5.051
	V-Supra Plus		5.051
Au-Pd	V-Delta Special	Grupo II	4.977
	V-Delta 450		4.980
Au-Ag	Aurofluid Plus	Grupo II	4.985
	Stylefluid CF		4.947
Ag-Pd	Ceradelta 2	Grupo II	4.791
	Pagalinor 2	Grupo III	4.506
Au-Ag-Cu	Solaro Special	Grupo II	4.765
	Aurofluid 2PF		4.975
CoCr	Xeradur	Grupo III	4.603
	Remanium 2000		4.666
NiCr	Ugirex II	Grupo V	3.698
	Wiron 99	Grupo III	4.617
Metales puros		Resistencia a la corrosión	
Au		Grupo I	5.000
Pd		Grupo I	5.150
Cu		Grupo V	3.660
Ag		Grupo V	4.022
Zn		Grupo V	0
Ni		Grupo V	2.756
Ti		Grupo II	4.987

Tabla 4: Clasificación de las aleaciones y metales de uso odontológico según su resistencia a la corrosión química (grupo I :<10 g/cm<sup>2</sup>, grupo II: 10-100 g/cm<sup>2</sup> y grupo III:100-1000 g/cm<sup>2</sup>) y electroquímica (grupo I: puntuación >5, grupo II >4,70, grupo III >4,40, grupo IV >4,10 y grupo V <4,10)<sup>(65)</sup>.



En odontología, de forma genérica, se entiende por corrosión el deterioro que sufre un metal al interaccionar con el medio bucal. La resistencia a la corrosión es uno de los requerimientos establecidos por diferentes normas internacionales para las aleaciones de uso odontológico debido a que la liberación de iones metálicos es necesaria para el desarrollo de efectos biológicos adversos. Además, en todos los casos deben ser biocompatibles, deben generar una respuesta adecuada en el organismo y no deben contener elementos tóxicos ni carcinogénicos. Tampoco deben ser irritantes ni alergénicas. Así mismo, deben poseer resistencia a la abrasión, a la decoloración y/o pigmentación para asegurar su estabilidad y durabilidad en el medio oral y han de presentar una serie de propiedades físicas, químicas y mecánicas convenientes para su uso.

Las aleaciones de cromo-cobalto representan una de las aleaciones más utilizadas en prótesis. Una de las principales características de estos compuestos es su elevada rigidez, mayor a la del resto de aleaciones dentales; posee un módulo de elasticidad y un límite elástico elevados, superiores a los de los metales nobles o titanio comercialmente puro. Esta singularidad combinada con su baja densidad y gran dureza permite su empleo en prótesis en espesores pequeños de forma segura. Otra de sus particulares propiedades es su alta temperatura de fusión, superior también a la de los metales nobles, pero no a la del titanio. También presenta un coeficiente de variación dimensional térmica similar al de la porcelana. Ambas circunstancias hacen que sea perfectamente compatible su uso con el de las cerámicas dentales<sup>(66,67)</sup>. El cromo aporta la pasivación que asegura la inalterabilidad en el medio bucal de la aleación, permite protegerla de la corrosión y al mismo tiempo asegura la formación de óxidos solubles en la cerámica para garantizar la unión entre ambos materiales. Además, es resistente a la pigmentación, permite lograr ajustes adecuados y un correcto pulido y acabado de las estructuras. Por otro lado, es un material de bajo costo. Puede presentarse en pastillas para colar, en bloques sinterizados y presinterizados para su fresado o en polvo para sinterización láser<sup>(67-69)</sup>.

Debido a lo expuesto, la aleación de cobalto-cromo tiene un gran campo de indicaciones en Odontología. Se utiliza con seguridad para la fabricación de coronas individuales y para la rehabilitación de tramos edéntulos mediante prótesis fija dentosoportada o prótesis fija sobre implantes. Además, se utiliza para la realización de estructuras metálicas de prótesis removibles convencionales y para superestructuras en implantoprótesis.

Según la Norma ISO 9693, la cantidad presente de cromo suele ser superior al 13% y la de cobalto al 60%. A esta aleación suelen adicionarse otros elementos como el silicio, estaño, manganeso, niobio, molibdeno, wolframio, galio, titanio o hierro<sup>(67)</sup>. En concreto, en la aleación de cromo cobalto utilizada en este estudio, el porcentaje presente de cobalto es del 65% y el de cromo supone el 29%; otros componentes presentes son el wolframio y el niobio que representan el 2% y el 2% restante lo componen el silicio, el molibdeno y el hierro. Las restauraciones fabricadas a partir de esta aleación han sido fresadas en frío a partir de bloques homogéneos de material.

### **1.3 Restauraciones ceramometálicas en implantoprótesis.**

Se entiende como restauración ceramometálica aquella constituida por un núcleo o cofia metálica sobre la que se aplica una cerámica de recubrimiento. Estas restauraciones pretenden aunar las propiedades de resistencia y ajuste que aporta el metal con la estética característica de la cerámica. Las restauraciones céramo-metálicas continúan siendo la base del modelo actual de prótesis fija sobre dientes e implantes.

#### **1.3.1 Evolución.**

En implantoprótesis el uso de restauraciones ceramometálicas es tardío. No es hasta 1965 que se coloca el primer implante, siguiendo la filosofía del Profesor Per Ingvar Branemark, en un paciente vivo. Su uso estuvo limitado a la rehabilitación del paciente totalmente desdentado durante más de una década. De

esta manera, las primeras referencias que existen sobre aspectos protésicos en implantología, son en relación al protocolo rehabilitador del paciente desdentado total. A este respecto, el primer protocolo fue presentado en 1982, en una conferencia impartida por el Profesor Branemark (Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry). Se trataba de prótesis completas fijas en las que se mantenían los mismos conceptos y materiales utilizados en las prótesis removibles de la época. Poseían una base metálica atornillada a los implantes sobre la que unían dientes prefabricados a través de polimetilmetacrilato (acrílico)<sup>(12)</sup>.

En esta época, se tiene la convicción de que las superficies oclusales de metal o de cerámica eran capaces de transmitir fuerzas traumáticas que podrían afectar a la salud de los tejidos periimplantarios y a la osteointegración de los implantes. Skalak en 1983, postula que los dientes artificiales de acrílico estaban indicados para prevenir dichos problemas<sup>(12,70)</sup>.

La rehabilitación mediante implantes dentales osteointegrados sobre los que se atornillaba una prótesis acrílica resultó ser exitosa y comenzó a utilizarse de forma rutinaria en situaciones de edentulismo total y, poco a poco fue convirtiéndose en un recurso también para el tratamiento del edentulismo parcial. Pronto comenzaron a aparecer problemas de desgastes, discoloraciones, fracturas de los dientes, etc, lo que propició el uso de restauraciones metal-cerámica también en implantología<sup>(12)</sup>.

*Lewis y cols.*<sup>(71)</sup> en 1988 describieron una técnica para fabricar restauraciones unitarias atornilladas directamente sobre la cabeza del implante. Hasta principios de los años 90, el sistema de retención utilizado de forma mayoritaria, también en restauraciones unitarias, era el atornillado. Esta preferencia estaba influenciada exclusivamente por la evolución de la prótesis sobre implantes<sup>(12)</sup>. Poco a poco, comenzaron a surgir situaciones en las que atornillar no siempre era sencillo y se desarrollaron nuevos sistemas restauradores. Así, éstos mismos autores describieron poco tiempo después, la

fabricación de coronas telescópicas cementadas sobre aditamentos conectados directamente al implante para solucionar angulaciones desfavorables<sup>(72)</sup>. Esta alternativa resultó exitosa debido, entre otras cosas, a las semejanzas que presentaba con la prótesis fija convencional sobre dientes naturales. Suponía una opción en muchos casos, más sencilla y, además, proporcionaba mayor estética, siendo a la vez más económica<sup>(12)</sup>.

Actualmente existen gran cantidad de pilares protésicos, elaborados a partir de distintos materiales, con diversas formas y angulaciones, prefabricados o personalizados, destinados a realizar diversos tipos de prótesis, atornilladas o cementadas con diversas técnicas.

### **1.3.2 Restauraciones unitarias atornilladas y cementadas: generalidades.**

Aunque la tasa de éxito en estas restauraciones no parece verse influenciada por el tipo de retención<sup>(73-75)</sup>, cada sistema posee una serie de ventajas e inconvenientes<sup>(22)</sup> y además, parece determinar la frecuencia de aparición de diferentes tipos de complicaciones. Algunos autores relacionan los problemas técnicos y mecánicos con restauraciones atornilladas o atribuyen mayor riesgo de complicaciones biológicas a las prótesis cementadas<sup>(75,76)</sup>.

Una de las principales ventajas de las restauraciones unitarias cementadas es que no presentan un orificio o chimenea en el centro de la cara lingual/palatina u oclusal. En cambio, en las prótesis atornilladas, es necesario modelar con material restaurador la anatomía correspondiente a ese espacio, con el fin de ocultar la emergencia del tornillo. Esta circunstancia es especialmente importante en situaciones con un alto requerimiento estético y/o de oclusión. La prótesis cementada mejora la estética y permite lograr una morfología oclusal correcta, aportando en muchas ocasiones, mayor estabilidad oclusal y una mejor dirección y transmisión de cargas. Sin embargo, en la práctica clínica existe cierta tendencia a la colocación de prótesis atornilladas sobre implantes debido a su facilidad de remoción. Debido a esta ventaja, es el sistema de retención utilizado en este



estudio, posibilitando la retirada de la restauración con mayor facilidad tras los ensayos de carga para su posterior análisis.

### 1.3.3 Restauraciones metal-cerámica y totalmente cerámicas.

Hasta hace unos años, la opción más frecuentemente utilizada para rehabilitar al paciente parcialmente desdentado mediante restauraciones fijas sobre implantes era la elaboración de coronas y puentes con base metálica y cerámica de recubrimiento. Debido a ello se trata de la solución protésica más estudiada y conocida, representando una alternativa terapéutica ampliamente avalada por la literatura científica y que continúa siendo una de las opciones más utilizadas en la actividad clínica diaria<sup>(77-79)</sup>. Es por ello que este estudio se diseñó con la utilización de coronas metal-cerámica.

A pesar del éxito obtenido a lo largo de los años con las restauraciones sobre implantes realizadas a partir de metal y cerámica, la necesidad de un mayor nivel estético y de biocompatibilidad, junto al desarrollo de nuevas técnicas y biocerámicas, ha favorecido la aparición de restauraciones completamente cerámicas, también en el campo de la implantoprótesis. Aunque todos los sistemas cerámicos actuales superan el valor mínimo de resistencia a la fractura de 100 MPa establecido por la norma ISO 6872, la principal desventaja de las restauraciones totalmente cerámicas sigue siendo su fragilidad. La escasa capacidad de deformarse plásticamente hace que se fracturen ante sobrecargas o cargas cíclicas prolongadas en el tiempo<sup>(33,41,80,81)</sup>.

La elevada resistencia a la fractura de las cerámicas circoniosas y su propiedad de transformación de fase hizo que comenzaran a emplearse para la rehabilitación de zonas con altos requerimientos mecánicos. Sin embargo, debido a sus propiedades ópticas, deben combinarse con cerámicas de recubrimiento, las cuales poseen unas características mecánicas inferiores<sup>(41,50,79,80)</sup>. Además, la unión de las cerámicas circoniosas a las porcelanas de recubrimiento es baja en comparación con otros sistemas cerámicos y entre el metal y la cerámica<sup>(78)</sup>.



#### 1.3.4 Unión metal-cerámica y unión ceramo-ceramica.

La unión entre el material de recubrimiento y el núcleo, ya sea metálico o cerámico, es de vital importancia. Esta zona de unión, debe ser resistente para evitar la delaminación del recubrimiento cerámico ante la aparición de una grieta, provocando fracturas en la superficie de dicha cerámica de recubrimiento (chipping). Cuando dicha unión tiene lugar entre un sustrato y un recubrimiento cerámicos se denomina unión “céramo-cerámica”, cuando se establece entre un núcleo metálico y un revestimiento cerámico recibe el nombre de unión “céramo-metálica”<sup>(43)</sup>.

Hoy en día sabemos que la unión céramo-metálica es fundamentalmente de tipo químico debido a la formación de una capa de óxidos entre ambos materiales. Además, existe una unión micromecánica por mojabilidad de la cerámicas sobre la superficie metálica áspera e irregular y una unión física por la contracción de la cerámica sobre la interfase<sup>(43; 51)</sup>.

Una nula, insuficiente o excesiva formación de óxidos, así como una escasa mojabilidad de la cerámica de recubrimiento sobre el núcleo, puede provocar una unión deficiente entre ambos materiales. De la misma forma afecta, un tratamiento inadecuado de la superficie metálica o su contaminación previa al proceso de cocción de la cerámica; también, la presencia de defectos estructurales como pliegues, inclusiones, porosidades, roturas o fisuras durante el proceso de fabricación de la estructura metálica o durante el proceso de condensación y/o sinterización de la cerámica. Además, la estabilidad de dicha unión puede estar condicionada por diferencias entre los módulos elásticos correspondientes al metal y a la porcelana o disparidades entre los coeficientes de variación dimensional térmica de ambos materiales, así como una escasa temperatura de fusión de la aleación metálica. Por otro lado, es esencial la realización de un diseño adecuado de la estructura metálica y el control del espesor de la porcelana de recubrimiento. Asimismo, es determinante evitar una distribución inadecuada o

exceso de fuerzas oclusales para asegurar la durabilidad de este tipo de restauraciones<sup>(43,63,68,69,82,83)</sup>.

La unión céramo-cerámica a núcleos de circonita principalmente es de tipo físico y micromecánico. La unión de tipo químico solo se da entre cerámicas que comparten una misma composición, por ello, no parece existir unión química entre las cerámicas de recubrimiento y los sustratos de circonita. En el caso de núcleos elaborados a partir de cerámicas de óxido de aluminio sí se describe una unión iónica y covalente con las cerámicas de recubrimiento<sup>(84)</sup>.

Los fracasos en la unión ceramocerámica con núcleo de circonita se han atribuido a diversos factores entre los que destacan los siguientes: escasa fuerza de unión entre el núcleo y el revestimiento<sup>(34,78)</sup> (que aproximadamente tiene valores comprendidos entre 43 y 28 MPa)<sup>(85)</sup>, diseño inadecuado del núcleo<sup>(77-80)</sup> o grosor inadecuado del recubrimiento cerámico<sup>(43,79)</sup>, concentración de tensiones debido a diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre ambos materiales<sup>(78,80)</sup> y defectos estructurales del propio material<sup>(50,78)</sup>. Además, parece decisivo la dirección, magnitud y frecuencia de las fuerzas aplicadas, así como, el tamaño y la localización de las áreas de contacto oclusal<sup>(79)</sup>. A pesar del aumento de conocimiento acontecido en este campo, la opción más estudiada y comúnmente utilizada para la elaboración de restauraciones implantosoportadas, especialmente en sectores posteriores, sigue siendo la realización de coronas y puentes con base metálica y recubrimiento cerámico. Debido a ello, este estudio está diseñado sobre coronas de metal-cerámica.

Algunos estudios recientes afirman que la técnica de elaboración del núcleo puede ser además un factor clave en la resistencia de la interfase de unión entre el sustrato y el recubrimiento<sup>(77,78,80)</sup>.



### 1.3.5 Técnicas de elaboración de restauraciones metal-cerámica unitarias.

La técnica convencional para la elaboración de los núcleos metálicos en este tipo de restauraciones ha sido el **colado**. En esta técnica el material se fundía y colaba en un molde o cámara, mediante un procedimiento de centrifugado, confeccionado en un revestimiento específico a partir de un patrón. Una vez colada la estructura, se extraía del revestimiento, se trataba su superficie y se terminaba la restauración con la adición de la cerámica mediante la técnica de condensación sobre muñón refractario, sustitución a la cera perdida o una combinación de ambas. En esta técnica, las aleaciones metálicas debían contener cierta cantidad de elementos formadores de óxidos. Además, el metal debía tener un coeficiente de expansión/contracción térmica muy parecido al de la porcelana para evitar la aparición de tensiones que separarían ambos materiales. Por otro lado, la temperatura de fusión de las aleaciones metálicas debía ser elevada y superiores a las de la porcelana<sup>(63,67,69,82,83)</sup>.

Frente a esta técnica, totalmente manual en sus diferentes fases (encerado, colado y carga de la cerámica), se encuentra la **tecnología CAD/CAM**. Como ya se indicó, los sistemas controlados por ordenador constan de tres fases: digitalización, diseño y fabricación<sup>(86)</sup>.

El diseño es transformado en datos interpretables en código de control numérico CNC por un ordenador y enviados a una unidad de fabricación. Existen dos tipos de métodos de fabricación CAM: mediante la eliminación de material o método sustractivo o mediante el añadido o método aditivo (prototipado rápido o impresión 3D)<sup>(86,87)</sup>.

En el primer caso, una máquina de control numérico (*Computer Numerically Controlled, CNC*) transforma la información recibida del diseño CAD, en números que representan las trayectorias (estrategias) a seguir para la fabricación de la pieza. En el caso de la mecanización por fresado (*Milling Process*), mediante arranque de viruta se elabora la estructura a partir de un bloque del metal o

aleación elegida<sup>(86,87)</sup>. Éste puede presentarse sinterizado (*Sintered*) o en una estructura presinterizada (*Presintered*), más blanda, cuyo fresado no requiere refrigeración. En este caso, una vez obtenida la estructura, debe colocarse en un horno a alta temperatura para completar el proceso de sinterización<sup>(67,87)</sup>. El método elegido para la confección de las estructuras metálicas internas de las restauraciones de este estudio fue la fabricación sustractiva de las restauraciones por arranque de viruta a partir de una aleación de cobalto-cromo (65%Co-29%Cr) provista en bloques de material sinterizado. Posteriormente se llevó a cabo el recubrimiento cerámico de las estructuras metálicas mediante la técnica de sustitución a la cera perdida por inyección.

Entre las técnicas de fabricación CAM aditivas se encuentra la sinterización selectiva por láser (SLS, *Selective Laser Sintering*), es otro procedimiento de fabricación CAM aditivo. En esta técnica, un láser de fibra óptica de CO<sub>2</sub> dirigido por un ordenador, impacta sobre el material provisto en forma de polvo de manera selectiva, y lo calienta. La elevada temperatura permite la compactación y fusión de los granos del material entre sí, hasta completar una primera capa. El proceso se repite para sucesivas capas y la superposición ordenada de unas secciones sobre otras se sucede hasta que se completa la estructura tridimensional diseñada<sup>(67,87)</sup>. Este procedimiento fue el utilizado en el presente estudio para la elaboración de una serie de matrices que fueron utilizadas de forma previa a la inyección de la cerámica de recubrimiento.

Existen otros métodos de impresión 3D o prototipado rápido que no van a desarrollarse puesto que su estudio se escapa de los objetivos de este trabajo. Los principales métodos de fabricación CAM se resumen en la tabla 5.

Principales Procesos de fabricación CAM	
Técnica aditiva (Impresión3D)	Técnica sustractiva
Polimerización	Fresado
Sinterización	Corte
Inyección de material aglutinante	Estampado
Fundición por haz de electrones	Electroerosión
Deposición de material fundido	

Tabla 5: principales procesos de fabricación CAM.

El procedimiento de fabricación de las restauraciones tanto del núcleo como del revestimiento cerámico, puede por tanto influenciar sus propiedades mecánicas. Así, existen estudios que afirman que la tecnología que utiliza procesos estandarizados de digitalización, diseño y fabricación por ordenador de las restauraciones, podría minimizar errores y dar lugar a restauraciones con una microestructura más uniforme, con menos defectos y más exactitud, capaces de formar una interfase con la cerámica más resistente<sup>(86-88)</sup>.

## 1.4 Complicaciones en implantoprótesis.

### 1.4.1 Clasificación.

Las complicaciones y/o fracasos de las prótesis sobre implantes pueden surgir: a nivel quirúrgico durante y tras la intervención, a nivel del implante o de los tejidos blandos y duros que lo rodean antes o después de ser rehabilitado, y a nivel de los componentes protésicos de la restauración una vez que se somete a carga<sup>(89-96)</sup>. Clásicamente existen en la literatura diversas formas de clasificar estas situaciones.

*Esposito y cols*<sup>(89)</sup> en 1998 establecen una clasificación de las complicaciones en implantología en la que se distinguen cuatro grupos: complicaciones biológicas, complicaciones mecánicas, complicaciones iatrogénicas y complicaciones debidas a la inadecuada o insuficiente adaptación del paciente. Además, dentro del primer grupo diferencian entre complicaciones primarias o tempranas, si se dan antes de la carga funcional, y complicaciones secundarias o tardías si tienen lugar después.

*Goodacre y colaboradores*<sup>(96)</sup> en 1999 realizan una revisión sistemática de la literatura científica publicada entre los años 1981 y 1997, con el objetivo de determinar los tipos de complicaciones ocurridas en la terapéutica implantológica y reportadas hasta ese momento. Estos autores distinguen entre: complicaciones quirúrgicas, complicaciones de los tejidos duros, complicaciones de los tejidos blandos, pérdida del implante, complicaciones mecánicas, complicaciones estéticas y complicaciones fonéticas.

*Berglundh y colaboradores*<sup>(94)</sup> en 2002, agrupan las complicaciones en función de su naturaleza en: Biológicas cuando estas afectan a los tejidos que soportan y rodean el implante y Mecánicas o técnicas si están relacionadas con el implante, los elementos de conexión o la supraestructura protésica. Ésta última clasificación es seguida por la mayoría de revisiones sistemáticas ulteriores y actuales, en las que se incluye también el grupo de complicaciones estéticas (13,14,21,22,90-92).

Algunos autores advierten además de la necesidad de diferenciar entre complicaciones mecánicas y complicaciones técnicas. De esta manera, las complicaciones mecánicas quedan definidas como aquellas que se producen en componentes protésicos realizados a partir de procedimientos de producción industriales estandarizados, causadas por la acción de fuerzas mecánicas. En cambio, las complicaciones técnicas incluirían aquellas que tienen lugar en los diferentes componentes protésicos fabricados íntegramente o modificados de alguna manera por el laboratorio con fin de adecuarse a las características de cada paciente<sup>(19,25,26)</sup>.

Pjetursson y colaboradores<sup>(27)</sup> en una revisión sistemática publicada en 2004, establecen la necesidad de distinguir, dentro de cada grupo, entre complicaciones mayores, intermedias o menores en función de la gravedad y manejo de las mismas. Esta idea es apoyada por otros estudios posteriores<sup>(23,24,26)</sup>. Así Walton TR y colaboradores<sup>(24)</sup> cuantifican el tiempo requerido por el profesional y los costes de laboratorio y/o de los materiales o componentes que deben ser modificados o reemplazados para dar solución al problema en unidades TAU. Cada complicación queda clasificada en uno de cinco grupos posibles: inconsecuente (TAU=0), menor (TAU=1), moderada (TAU=2), mayor (TAU≥3) y terminal (no relacionada con unidades TAU)<sup>(23,24)</sup>, tal y como se muestra en la Tabla 6.

Tipo de complicación (Unidades TAU)	Significado y ejemplos
<b>Inconsecuente</b> (TAU=0)	Complicaciones que pueden solucionarse en una cita rutinaria de revisión (ajuste oclusal, obturación del acceso al tornillo, pulido de pequeñas fracturas del material no percibidas por el paciente).
<b>Menor</b> (TAU=1)	Complicaciones que crean la necesidad de fijar una cita adicional de una duración aproximada de 30 minutos o a la realización de un cargo al paciente por actividades externas necesarias para la solución del problema realizadas en 30 minutos aproximadamente (pulido de fracturas del material de recubrimiento para devolver el confort al paciente, apretamiento/reemplazo de tornillos de fijación, cementado por pérdida de retención).
<b>Moderado</b> (TAU=2)	Complicaciones en las que se requiere un tratamiento inicial y un seguimiento que asegure la solución del problema (tratamiento de la mucositis).
<b>Mayor</b> (TAU≥3)	Complicaciones cuya solución requiere la labor de un especialista (tratamiento de la periimplantitis).
<b>Terminal</b> (No asociada a unidades TAU)	Complicaciones que implican la pérdida parcial o total de la restauración protésica o del implante (fractura del implante).

Tabla 6: Clasificación de las complicaciones en unidades TAU<sup>(23,24)</sup>.



#### 1.4.2 Descripción de los distintos tipos de complicaciones.

De acuerdo con la literatura científica publicada, la etiología de las **complicaciones biológicas** está íntimamente relacionada con el paciente. Su colaboración y compromiso en el mantenimiento de una correcta salud oral a lo largo del tiempo, reduce el riesgo de padecerlas. Sin embargo, la influencia de factores como el tipo o diseño del implante o el de los componentes protésicos elegidos es mínima. En cambio, las **complicaciones estéticas** están en general, estrechamente relacionadas con las decisiones que lleva a cabo el profesional<sup>(14,21,93)</sup>. La posición final del implante y las características del mismo, el uso o no de una restauración provisional, así como el material y el tiempo presente en boca del mismo, el material elegido para el pilar intermedio y para la restauración final y la forma en que se decida retener la prótesis definitiva al implante, son factores que influyen significativamente en la estética de nuestros tratamientos<sup>(14,93)</sup>.

En el grupo de las complicaciones biológicas se describe por un lado la aparición de signos de inflamación de los tejidos blandos periimplantarios o la hipoplasia o hipertrofia de los mismos, la mucositis, el sangrado, la aparición de lesiones fistulosas y la dehiscencia de tejidos blandos. Por otro lado, la periimplantitis, la pérdida ósea mayor a dos milímetros, profundidad de sondaje igual o mayor a cinco milímetros y el absceso periimplantario<sup>(11,13,14,21)</sup>. Dentro del grupo de complicaciones estéticas se distingue la aparición de recesión gingival, la visualización del margen de la restauración y la discoloración de los tejidos blandos.

Las **complicaciones mecánicas y técnicas**, son registradas por la mayoría de estudios como las más frecuentes, siendo su incidencia mayor que la correspondiente a las complicaciones biológicas y estéticas<sup>(13,14,19-22,28,92,94,95)</sup>. El aflojamiento y fractura de los tornillos de fijación son considerados como las

complicaciones técnicas más frecuentes de las prótesis atornilladas implantosoportadas por la gran mayoría de estudios analizados<sup>(13,14,21,22,96)</sup>.

Estas complicaciones mecánicas tienen lugar especialmente en las restauraciones unitarias situadas en la región correspondiente a molares y premolares<sup>(19,96-101)</sup>, colocadas sobre implantes de conexión externa<sup>(11,19,100,102)</sup>. Factores como el diseño de la conexión de los implantes o del tornillo, así como la geometría, superficie y aleaciones que los componen o la presencia de desajustes entre la restauración y el implante se consideran factores influyentes en la pérdida de retención de los tornillos de fijación. De la misma forma, la aplicación del torque de manera incorrecta, la determinación de usar o no pilares o el método seguido para la fabricación de la prótesis en el laboratorio dental pueden causar una unión deficiente entre la restauración y el implante, facilitando el aflojamiento del tornillo protésico. La Actividad parafuncional o la acción reiterada de fuerzas oclusales consideradas como desfavorables también han sido aceptados como factores de riesgo<sup>(11,13,14,19,21,22,25,26,91,94-96,103,104-107)</sup>.

Existe una gran variabilidad en cuanto a la incidencia de fracturas o aflojamientos de tornillos entre los diferentes estudios<sup>(97)</sup>. En un estudio realizado por *Henry PJ y colaboradores*<sup>(108)</sup>, llevado a cabo en 1996, representaría el 29,1%; en la revisión sistemática publicada por *Zembik y colaboradores*<sup>(13)</sup> en 2014, representa el 4,6% del total de complicaciones técnicas. En cambio, en la revisión sistemática de la literatura elaborada por *Pjetursson y colaboradores*<sup>(27)</sup> representa entre el 2,7% y el 8,7%. Sin embargo, este problema es difícil de analizar debido a que muchas de las publicaciones no especifican si el tornillo afectado es el de fijación de la prótesis o el del pilar<sup>(26)</sup>.

Otras complicaciones técnicas registradas son: fractura del pilar intermedio, del material de recubrimiento de la restauración o de su estructura, del implante y la pérdida de retención en prótesis cementadas. Este tipo de problemas se encuentran relacionados con los materiales utilizados y con el diseño de los componentes protésicos. Propiedades intrínsecas de cada material como el módulo



o el límite elástico, la resistencia a la tracción y compresión, límite de fatiga, dureza, etc. marcan las diferencias respecto al tipo de fallo de las restauraciones y el modo en que se producen<sup>(11,13,14,21,96)</sup>.

También existe gran variabilidad entre los estudios analizados en cuanto a la frecuencia de aparición de los distintos tipos de complicaciones. Gran parte de esta se observa en relación a la fecha de realización de las diferentes publicaciones. Así se refleja en una revisión sistemática de la literatura publicada en 2014, en la que se evalúan y comparan tasas de supervivencia, de fracaso y de complicaciones en implantes y en los distintos tipos de prótesis sobre implantes, entre los estudios publicados desde el año 1994 hasta el año 2000 y desde el año 2000 hasta el año 2012. Según este estudio, llevado a cabo por *Pjetursson BE y colaboradores*<sup>(14)</sup>, la **tasa de complicaciones estéticas** anual pasa de 3,47% a 1,12% en los estudios posteriores al año 2000; estos resultados, traducidos a 5 años pasan de ser de 15,9% a 5,4%. De esta manera, advierten que la incidencia de complicaciones estéticas, únicamente disponible para restauraciones unitarias sobre implantes, ha disminuido a lo largo de los años. En la revisión sistemática de la literatura científica elaborada por *Zembik A y colaboradores*<sup>(13)</sup> entre los años 2009 y 2012, se establece en un 0,9% el valor de esta tasa a cinco años. El valor de la tasa obtenida en este estudio es menor que la obtenida en el estudio anterior, lo que podría explicarse por la diferencia temporal de publicación entre ambos.

*Pjetursson y colaboradores*<sup>(14)</sup> obtienen que la tasa de **complicaciones biológicas** global es similar en ambos periodos de tiempo. Esto es debido a que la tasa anual de complicaciones biológicas para coronas unitarias calculada a partir de los estudios anteriores al año 2000 es del 2,56% y pasa a ser del 1,31% en estudios recientes ( $p=.252$ ). Estas cifras pasan a ser de 12,0 % y de 6,4% a los cinco años respectivamente. Pero contrariamente, en prótesis múltiples observan un incremento de la tasa a 5 años del 7,4% al 9,4%<sup>(14)</sup>. Los resultados de *Zembik A y colaboradores*<sup>(13)</sup> coinciden con los anteriores en este caso ya que estiman esta tasa global en un 6,4%.



Este último grupo de autores indican que el grupo de complicaciones técnicas y mecánicas representa el 11,8% del total de las complicaciones observadas en prótesis unitarias implanto-soportadas a 5 años<sup>(13)</sup>. Sin embargo, la declaración de acuerdo sobre los procedimientos clínicos a llevar a cabo en la terapéutica sobre implantes publicada en 2014 por *Wismeijer y colaboradores*<sup>(22)</sup>, establece que solo la tasa anual de este tipo de complicaciones supondría un porcentaje mayor al 10%, independientemente de si se cementan o atornillan las restauraciones.

Existen estudios en los que se afirma que este tipo de complicaciones es más frecuente en prótesis cementadas<sup>(22,73,74)</sup>; sin embargo, otros estudios indican un mayor número de complicaciones técnicas y mecánicas en restauraciones unitarias atornilladas<sup>(14,75,76)</sup>. A este respecto *Millen y colaboradores*<sup>(75)</sup> remarcan la importancia de los componentes de las restauraciones y del tipo de material empleado para su realización. En lo que parece haber consenso entre la mayoría de autores es en que la tasa de este tipo de complicaciones aumenta a medida que lo hace el tiempo en el que los componentes de las restauraciones están en servicio y en general, son de aparición más tardía que el resto de las complicaciones<sup>(28,97)</sup>.

*Pjetursson BE y colaboradores*<sup>(14)</sup> observan que el número total de complicaciones técnicas ha aumentado en los estudios correspondientes al periodo de tiempo comprendido hasta el año 2012. La tasa anual de complicaciones técnicas para el periodo de tiempo comprendido entre 1994 y 2000 oscila entre 2,32% y 10,46%; la tasa calculada a cinco años varía entre el 14,8% y el 40,1% en el mismo periodo de tiempo. Estos valores incrementan hasta encontrarse entre el 3,55% y el 15,19% (tasa anual) y entre el 16,3% y el 53,2 % (tasa a 5 años) en los estudios comprendidos entre los años 2000 y 2012. Observan un mayor porcentaje de complicaciones en prótesis atornilladas que en cementadas y en prótesis múltiples que en unitarias.

A pesar de estos resultados, *Pjetursson BE y colaboradores*<sup>(14)</sup> obtienen una disminución significativa del número de complicaciones técnicas relacionadas con los tornillos de fijación. Los rangos de oscilación de las tasas anuales en los estudios más antiguos pasan de ser del 0,79-6,08% (3.9-26.2% a los cinco años) y del 0,16-0,44% (0.8-2.2% a los 5 años) respectivamente, a ser entre 0,62 y 2,29% (3.1-10.8% a los 5 años) y entre el 0 y el 1,20% (0-5.8% a los cinco años). A pesar de esta mejora en los resultados, no se indica si es el tornillo de fijación de la prótesis al implante o si es el del pilar.

Tasas de complicaciones a 5 años <i>Pjetursson y cols</i> <sup>(14)</sup>	Resultados	
	Estudios 1994-2000	Estudios 2000-2012
Complicaciones estéticas (coronas unitarias)	15,9%	5,4%
Complicaciones biológicas (coronas unitarias/múltiples)	12% / 7,4%	6,4% / 9,4%
Complicaciones técnicas (en general)	14,8%-40,1%	16,3%-52,2%

Tabla 7: Tasas a 5 años de los distintos tipos de complicaciones según *Pjetursson y colaboradores*<sup>(14)</sup>.

Para finalizar este apartado, es importante señalar que estos autores advierten un aumento significativo en la tasa de fractura del material de recubrimiento. En estudios publicados recientemente oscila entre el 0,64 y el 5,82%, en los estudios publicados con anterioridad al año 2000 varía entre el 0,28 y el 4,82%<sup>(14)</sup>. Esto podría ser debido a la aparición de nuevos materiales como, por ejemplo, las cerámicas dentales de alta resistencia. Actualmente existen gran cantidad de sistemas de implantes y de aditamentos protésicos. Algunas publicaciones recientes afirman que no todos los sistemas de implantes tienen el mismo apoyo científico y recomiendan asegurarse del origen de los mismos para evitar la aparición de complicaciones técnicas<sup>(26)</sup>.



**Por ello, en el presente estudio se han escogido prototipos reales, fabricados con materiales y técnicas ampliamente avalados por la literatura científica.** Y debido a que parece haber consenso entre la mayoría de autores en que la tasa de este tipo de complicaciones aumenta a medida que lo hace el tiempo en el que los componentes de las restauraciones están en servicio<sup>(28,97)</sup>, se decide realizar tanto **ensayos de carga estática, es decir, en condiciones de carga crítica, como ensayos de carga dependientes del tiempo en condiciones de carga subcrítica y de forma dinámica, es decir, ensayos mecánicos de fatiga cíclica.**

## 1.5 Conceptos y principios físicos implicados en los ensayos mecánicos de este trabajo.

### 1.5.1 Propiedades mecánicas de los materiales.

#### 1.5.1.1 Conceptos generales.

El estudio del comportamiento de la estructura interna de los materiales frente a la acción de fuerzas externas se denomina estudio de las propiedades mecánicas. Una carga o fuerza (load) es aquel influjo que, al actuar sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material o cuerpo, modifica el estado de reposo o de movimiento imprimiéndole una aceleración<sup>(109-111)</sup>.

Las fuerzas externas pueden actuar sobre un cuerpo en diversas direcciones, tal y como se representa en la Figura 1. Se denominan fuerzas compresivas (compressive forces) a dos fuerzas de igual dirección y sentido contrario que actúan sobre un cuerpo tendiendo a disminuir su longitud. En cambio, dos fuerzas que siguen una misma dirección, pero sentido opuesto tienden a alargar un cuerpo y se denominan fuerzas traccionales (tensile forces). Cuando las fuerzas se aplican en sentido contrario y direcciones paralelas próximas, se denominan de corte o tangenciales (shear forces) puesto que buscan desplazar una sección del cuerpo con respecto a otra<sup>(109-111)</sup>.

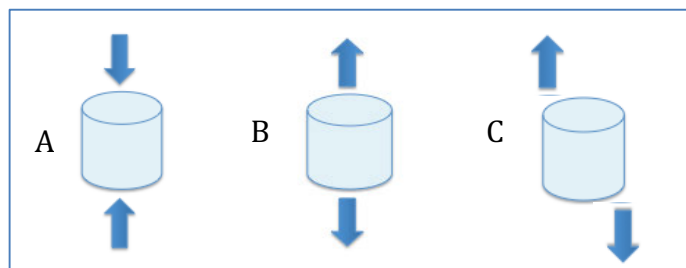


Figura 1: Clasificación de los tipos de fuerzas según la dirección de aplicación. A: fuerzas compresivas; B: fuerzas traccionales; C: fuerzas tangenciales.

Si atendemos a la capacidad del material a resistir dichas cargas sin que se produzca la fractura, hablamos de resistencia a la tensión inducida. Así, la resistencia a la compresión (*compressive strength*) se define como la máxima fuerza que puede soportar una estructura antes de producirse su fractura o su fallo catastrófico ante fuerzas compresivas. La resistencia a la tracción (*tensile strength*) es la fuerza máxima que puede soportar una estructura antes de producir su fallo catastrófico o rotura ante fuerzas traccionales. Un fenómeno donde se mezclan situaciones de compresión y de tracción es la flexión. La resistencia a la flexión (*flexural strength*), corresponde al comportamiento que tiene una estructura con forma de barra o disco apoyada en sus extremos, que es cargada en un punto equidistante a los dos anteriores o en dos puntos que a su vez se encuentran equidistantes entre sí y respecto a los puntos de apoyo<sup>(109-111)</sup>, como se muestra en la Figura 2.

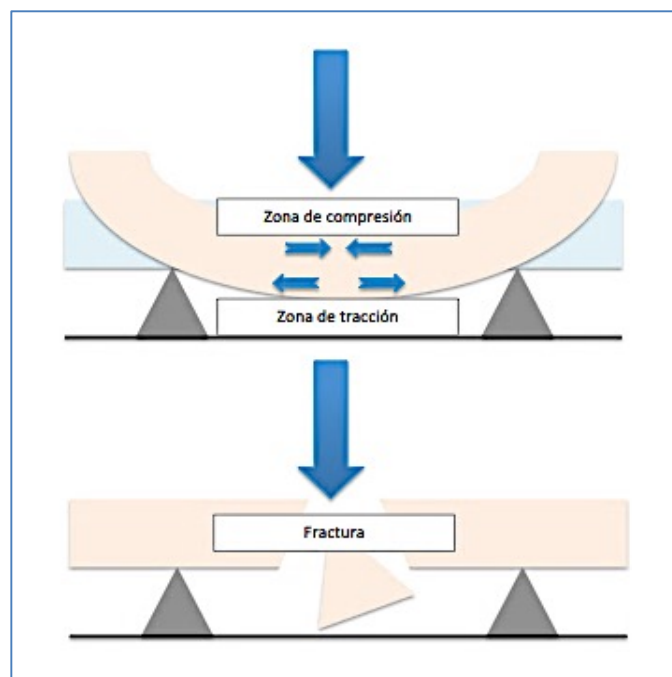


Figura 2: Esquema de ensayo de flexión en tres puntos. En la zona cóncava del material se observan fuerzas de compresión al aplicar una carga externa y en la zona convexa se producen fuerzas de tracción.



En general, si se induce una carga a un cuerpo, éste sufre una deformación (deformation) antes de la rotura. Se denomina deformación mecánica al cambio de posición y/o distancia entre los átomos o moléculas de un cuerpo, que externamente se traduce en un cambio de forma del cuerpo. La elasticidad (elasticity) es la propiedad que tiene un material de cambiar su forma o dimensiones de manera transitoria ante la aplicación de un esfuerzo y de volver a su forma inicial después de cesar dicha fuerza. Los átomos o moléculas del material se desplazan de sus posiciones originales, pero sin llegar a alcanzar nuevas posiciones, no hay cambios permanentes internos. De este modo, cuando la fuerza sobre el material deformado elásticamente se elimina, los átomos del material vuelven a sus posiciones iniciales y el material recupera su forma inicial. Por tanto, el límite elástico o límite proporcional (yield strength), es la fuerza máxima que soporta un cuerpo o estructura sin sufrir deformación permanente. Si la carga sobrepasa el límite elástico del material, la respuesta del mismo se desvía del comportamiento elástico y la deformación se vuelve irreversible. Cuando un material trabaja en el rango elástico, la relación entre el incremento del esfuerzo y el aumento de la deformación resultante es constante. Esta relación se denomina módulo de Young (Young's modulus)<sup>(109-111)</sup>.

La plasticidad (plasticity) es la propiedad de un material de deformarse de forma permanente en mayor o menor grado tras la aplicación de una fuerza. La deformación plástica o flujo plástico es la parte de la deformación que se encuentra más allá del límite elástico de un material, punto a partir del cual la respuesta del material bajo la aplicación de una fuerza se desvía del comportamiento elástico. El material o el elemento estudiado no vuelve a su forma original ya que en la masa del material se ha producido un desplazamiento definitivo entre sus átomos y/o moléculas de manera irreversible desde sus posiciones iniciales hasta otras nuevas. En este caso, el esfuerzo ya no es directamente proporcional a la deformación. Incrementos posteriores de las cargas conducirán a una mayor deformación.

plástica, alcanzándose la resistencia final a la fractura (*breaking strength*) del material haciendo que se fracture<sup>(109-111)</sup>.

Mediante aparatología adecuada es posible medir la carga o esfuerzo aplicado (tensión) y el desplazamiento o la deformación producida, registrándose en gráficas de carga/ desplazamiento (*load-displacement graphs*) o de tensión/ deformación (*stress-strain curves*). En este tipo de gráficas, el eje de coordenadas representa la tensión o la fuerza aplicada y el eje de abscisas la deformación o el desplazamiento, tal y como se muestra en la Figura 3. Estas gráficas revelan la cantidad de deformación de un material ante distintos intervalos de fuerza, reflejando las propiedades elásticas de los materiales y siendo diferentes para cada material<sup>(109-111)</sup>.

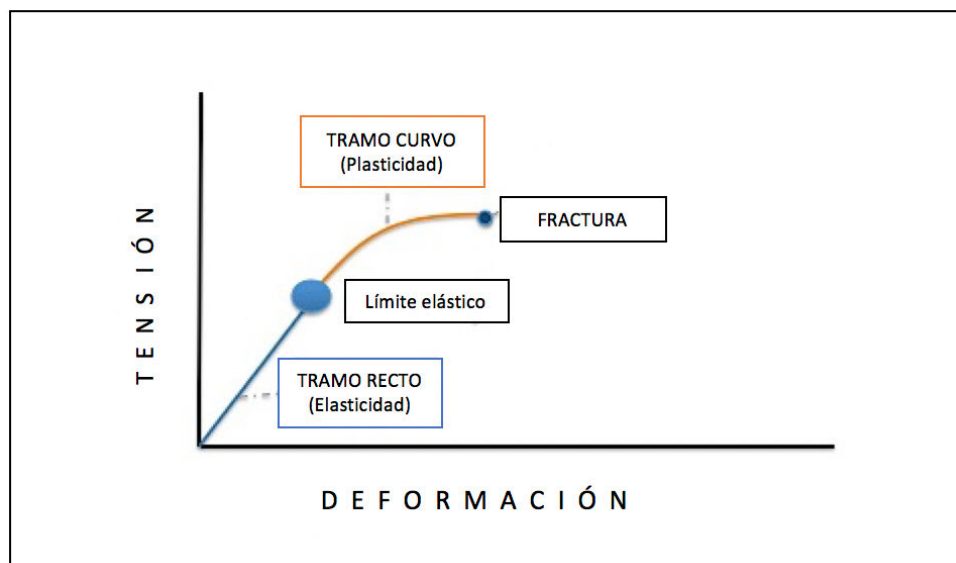


Figura 3. Curva tensión-deformación: La primera región de la curva corresponde a una deformación elástica en la que la relación entre la carga y la deformación es lineal. Según la *ley de Hooke*, en este tramo, “las deformaciones producidas, son proporcionales a las tensiones inducidas”. Tras alcanzar el límite elástico, se pierde dicha proporcionalidad y comienza la región plástica, representada en la gráfica como un tramo curvo, en la que la deformación del material es permanente.



La pendiente de la porción lineal de la gráfica indica la rigidez (*stiffness*) del material. La rigidez es la propiedad que representa la resistencia del material a deformarse bajo la aplicación de una fuerza externa. Esto es debido a que en la masa del material no se produce desplazamiento entre los átomos o moléculas. Una pendiente pronunciada, se corresponde con valores elevados del módulo de elasticidad, siendo el material más rígido. Al contrario, cuanto menor sea el módulo, más flexibilidad (*flexibility*) habrá. La flexibilidad es la capacidad de deformarse de manera elástica o plástica ante una carga externa<sup>(112,113)</sup>.

El área bajo la porción lineal de esta gráfica determina la resiliencia (*resilience*), capacidad de un material para absorber energía elástica o energía que un material es capaz de absorber durante la deformación elástica, sin sufrir deformación permanente. En consecuencia, cuanto mayor sea su límite elástico y menor su módulo elástico más resiliente será el material. La tenacidad (*toughness*) cuantifica la resistencia a la propagación de una grieta. La fragilidad (*brittleness*) en cambio, es la facilidad para la rotura. Un material frágil es aquel en el que el límite elástico y el punto de fractura coinciden y tiene una tenacidad muy baja<sup>(112,113)</sup>.

### 1.5.2 Diferencias en el comportamiento mecánico de cerámicas y aleaciones dentales.

La resistencia de las cerámicas es alta ante cargas compresivas, sin embargo, poseen baja resistencia a la tracción, cizalla y a la flexión. Estos materiales se fracturan antes de experimentar deformación plástica debido a la ausencia de desplazamiento de dislocaciones o átomos de unos planos sobre otros, a temperatura ambiente. No tienen capacidad de absorber un impacto y deformarse de forma permanente sin romperse, no son resilientes y muy poco tenaces; y, por consiguiente, el área bajo la curva tensión/deformación es reducida. Por tanto, además de su rigidez e inherente alto módulo elástico, se caracterizan por su gran fragilidad. En presencia de carga suficiente, y a partir de un defecto presente en el material, se genera una grieta que se propaga rápidamente,





produciendo su ruptura catastrófica sin apenas deformación permanente previa. La mayoría de estas propiedades son debidas a la presencia de uniones iónicas y/o covalentes entre sus átomos<sup>(31-33)</sup>.

Los metales son maleables, dúctiles, tenaces y resilientes. Gracias a su estructura interna, pueden absorber un impacto y sufrir una deformación permanente de manera significativa y visible antes de su fractura. La deformación plástica de los metales tiene lugar por el movimiento de dislocaciones, por movilización o deslizamiento de átomos. Por tanto, son más resistentes a cargas traccionales, de cizalla y flexión, tanto de naturaleza estática como dinámica<sup>(32,47,114)</sup>.

### 1.5.3 Ensayos mecánicos.

Las propiedades mecánicas de los materiales o productos se cuantifican mediante ensayos mecánicos<sup>(115,116)</sup>.

#### 1.5.3.1 Ensayos de carga estática.

Los ensayos con cargas estáticas consisten en el estudio del material ante la aplicación de un esfuerzo continuado en el tiempo, cuya magnitud aumenta progresivamente hasta el fallo catastrófico o rotura. Estas pruebas sirven para estudiar la resistencia final a la fractura (*fracture strength*) o la máxima capacidad de carga (*load bearing capacity*) de una muestra.

Sus resultados se representan mediante **Curvas de carga/desplazamiento o tensión/deformación**. Estas gráficas sirven para interpretar el comportamiento mecánico de los diferentes materiales, tal y como se explicó en el apartado anterior. Las cerámicas muestran ausencia de deformación plástica antes de la fractura, comportamiento que es debido a su naturaleza frágil. Los metales, en cambio, poseen un comportamiento mecánico diferente gracias a su capacidad para absorber cargas y deformarse plásticamente de forma simultánea. En metales, dependiendo del material y de factores como el tamaño, grosor, geometría

de la pieza y la forma en que se haya trabajado, al alcanzarse una determinada carga, se pueden producir dos situaciones. Por un lado, que el metal se fracture de forma inesperada y repentina por propagación rápida de la grieta o, más común en materiales metálicos, que la grieta avance lentamente hasta la fractura. Responsable del primer tipo de fractura es un diseño inadecuado de la pieza<sup>(117)</sup>.

Pueden diferenciarse dos **tipos de ensayos ante cargas estáticas**: sobre probetas de material homogéneo con el objeto de su caracterización o sobre prototipos reales para verificar el comportamiento de un producto en condiciones de servicio<sup>(117)</sup>.

Existen teorías útiles para establecer una cierta correspondencia entre valores de resistencia correspondiente al material y a los obtenidos para una pieza dada. Pero no son una garantía. Estas teorías deben utilizarse para realizar una primera aproximación a un diseño que posteriormente ha de ser probado en condiciones de laboratorio, es decir, in vitro<sup>(117)</sup>. El ensayo sobre prototipos reales cobra especialmente importancia en este sentido. Por ello, la Organización Internacional de Normas dedicó su primera norma internacional en Odontología al comportamiento mecánico de implantes dentales en 2003 (ISO 14801:2003), en la cual se pretende identificar cuáles son los factores limitantes en los diferentes diseños de sistemas de implantes y permitir ponderar el uso previsto de los mismos. Es la única existente hasta hoy<sup>(28)</sup>.

En muchas ocasiones, las solicitaciones que actúan sobre los sistemas, son dependientes del tiempo. La hipótesis de carga estática supone una idealización en la mayoría de campos, ya que generalmente no existen solicitaciones estrictamente estáticas<sup>(112,117)</sup>. Por ello, para analizar la durabilidad de los componentes de las restauraciones, es necesario realizar ensayos bajo cargas cíclicas<sup>(97,103,118-124)</sup>, que analizaremos a continuación.

### 1.5.3.2 Ensayo de fatiga cíclica.

El ensayo de fatiga cíclica es un tipo de ensayo en el que una probeta o espécimen es sometido a esfuerzos repetidos en el tiempo de manera periódica con el objetivo de analizar su vida y registrar el número de ciclos que puede soportar sin que se produzca la rotura<sup>(114,115)</sup>.

La fatiga mecánica (*fatigue*) es el fenómeno por el cual un material se rompe después de haber sido sometido a carga cíclica<sup>(117)</sup>. Su estudio es de vital importancia debido a que la rotura por fatiga se produce bajo cargas sensiblemente menores que en condiciones estáticas. Además, es catastrófica y ocurre súbitamente sin apenas indicios previos<sup>(114,115,117)</sup>. Se calcula que es la primera causa de rotura de los materiales metálicos, pero es también de vital importancia en materiales cerámicos y poliméricos<sup>(117)</sup>. Se calcula que el 90% de las piezas que fallan en servicio es debido a este fenómeno<sup>(115,117)</sup>.

Los ensayos de fatiga in vitro han sido descritos en la literatura como método válido para simular fuerzas masticatorias y comprobar la durabilidad de las restauraciones en condiciones similares a las de servicio, antes de su estudio en ensayos clínicos, siendo sus conclusiones de gran relevancia clínica<sup>(97,103,118-124)</sup>.

La resistencia a la fatiga (*fatigue strength*) es la magnitud de carga necesaria para producir un fallo en una probeta de ensayo tras un número determinado de ciclos de carga. El límite de fatiga (*fatigue limit*) es el valor máximo de carga que no produce la fractura del material en un determinado número de ciclos. Otro concepto importante es la vida a fatiga (*fatigue life*), número de ciclos necesarios para producir la rotura. Estos valores varían con el tipo de material empleado<sup>(115,117)</sup> y están influenciados por varios factores. Influye la presencia de muescas, orificios, hendiduras, defectos de fabricación o cambios bruscos en la sección transversal, debido a que constituyen zonas de concentración de tensiones. En este sentido, señalar que cualquier cambio importante en las condiciones de la superficie afectará la resistencia a la fatiga. Por ejemplo, incrementan la vida a la

fatiga tratamientos como la carburización y la nitruración<sup>(114,115)</sup>. Muchos autores destacan además el efecto negativo del rozamiento entre piezas y de las posibles tensiones residuales entre componentes sobre el comportamiento a fatiga<sup>(117,125)</sup>.

Todo esto cobra especial importancia en implantoprótesis debido a que la cavidad oral es un ambiente corrosivo. Está demostrado que el ataque químico acelera de manera muy importante la velocidad a la cual se propaga la fisura por fatiga durante la aplicación de ciclos de fatiga<sup>(28,114,115,117)</sup>. Además, en Odontología su estudio es esencial debido a la magnitud, frecuencia y duración de las fuerzas oclusales que tienen lugar en la cavidad bucal<sup>(28,33,121)</sup> y, por otro lado, por el tamaño de las piezas presentes, por la gran cantidad de geometrías con cambios de sección, combinación de materiales y elementos, que podría traducirse además en tensiones residuales, etc. circunstancias que nuevamente ponen de manifiesto la necesidad de estos estudios a la vez que muestran su complejidad.

Así mismo, el fenómeno de fatiga es, generalmente, el causante de gran cantidad de complicaciones técnicas y/o mecánicas a medio o largo plazo en implantoprótesis<sup>(33,122,123)</sup>. La tasa de este tipo de complicaciones es mayor al de complicaciones estéticas y biológicas y en general, son de aparición más tardía que el resto de las complicaciones. Es decir, aumentan a medida que lo hace el tiempo en el que los componentes de las restauraciones están en servicio<sup>(28)</sup>.

Por lo tanto, la influencia de los factores anteriormente explicados va a determinar el material a utilizar para cada elemento que compone el complejo implante-corona; va a marcar el diseño geométrico (morfología, cambios de sección, discontinuidades geométricas, etc), el tamaño y la sección necesaria para la elaboración de cada pieza; el método de fabricación, el diseño y tratamiento de la superficie y el acabado de los distintos elementos. A la vez, va a verse influenciado por defectos de fabricación o del material en bruto, los contactos existentes entre las piezas y posibles tensiones residuales entre ellas. Todo esto, va a determinar la aparición de complicaciones técnicas y mecánicas, y el pronóstico a largo plazo de nuestras restauraciones.

En general y de manera similar a los ensayos ante cargas estáticas, existen dos **tipos de ensayos de fatiga** bien diferenciados: sobre probetas y sobre prototipos de laboratorio. Los ensayos sobre probetas tienen como objetivo la caracterización del material en sí mismo, independientemente de las condiciones de uso; los ensayos sobre prototipos reales de laboratorio tratan de verificar el comportamiento de un producto en condiciones de servicio tan próximas a las reales como sea posible. Los ensayos en probetas permitirán realizar un diseño preliminar del sistema estructural tratando de imitar las condiciones de trabajo, que debe ser posteriormente probado debido a la influencia de los factores mencionados con anterioridad, antes de llevar a cabo la investigación de tipo experimental en seres vivos<sup>(117)</sup>. Sólo los ensayos sobre prototipos permitirán predecir el comportamiento aproximado de los sistemas en servicio<sup>(117)</sup> y ayudarán en la obtención de resultados prácticos con respuestas precisas y útiles para la toma de decisiones en implantoprótesis. El control de la resistencia a la fatiga del conjunto ya elaborado va a ayudar a prevenir fallos cuyas consecuencias clínicas pueden resultar, en ocasiones, costosas y catastróficas.

La importancia de intentar acercarse a la situación de servicio de los materiales continúa con el ajuste de los parámetros disponibles en las máquinas de ensayo. No todas estas máquinas permiten ajustar el mismo número de variables. Esto puede explicar la gran diversidad en los parámetros empleados y la variabilidad en el número de ciclos aplicados o en la fuerza y frecuencia empleada por los distintos investigadores, junto a la presencia inconstante de un ambiente seco o húmedo con temperatura cambiante, haciendo complejo las comparaciones entre los distintos estudios publicados con ensayos de fatiga en la literatura científica<sup>(96,122)</sup>. La posibilidad de un mayor ajuste y control de parámetros hace que en Odontología los ensayos de fatiga deban realizarse en máquinas de ensayo universal. Hasta hace poco no se daba suficiente importancia al estudio de la fatiga de las restauraciones en implantoprótesis y son pocos los ensayos de fatiga sobre máquinas de ensayos universal con prototipos reales. Esto puede deberse a la escasez o inaccesibilidad a estas máquinas o el incremento en los costes que

suponen los estudios sobre prototipos reales. Además, suelen ser estudios que requieren mucho tiempo.

La mayoría de máquinas de fatiga se encuentran conectadas a un software que recoge los datos que se obtienen de cada ensayo en forma numérica. Los resultados pueden ser representados en una banda de dispersión sobre un diagrama y reducirse a una curva intermedia que recibe el nombre de **curva S-N** (Stress-Number of cycles), curva de Wöhler o curva de fatiga. Sobre un eje de coordenadas, en ordenadas se encuentra la carga aplicada y en abscisas, el número de ciclos (Figura 4).

La curva S-N informa sobre la media de la vida de un material o espécimen, sometido a una carga o tensión cíclica de amplitud constante, S, durante un número N de ciclos hasta rotura para una relación de carga determinada, R. Generalmente se representa en escala doble logarítmica, ya que se logra aproximar el ajuste a líneas rectas más fácilmente. La relación de carga se corresponde con los distintos tipos de esfuerzo o tensión cíclica aplicada. Su naturaleza queda reflejada con el **índice de reversión o asimetría de carga, R**. Este índice define la evolución temporal de la tensión cíclica. Se obtiene a partir del cociente entre los valores de carga máxima y mínima aplicada ( $R=P_{\min}/P_{\max}$ )<sup>(114,115,117,125)</sup>. Su valor marca el tipo de curva S-N generada, por ello debe indicarse en todos los casos. En este estudio se ha utilizado un valor de R=10, que referencia una fuerza de compresión que varía de forma sinusoidal entre un valor seleccionado y el 10% de esta carga.

La gráfica S/N además, permite relacionar el límite de fatiga con los valores de capacidad de carga, expresados como carga máxima y obtenidos tras los ensayos de carga estática. De esta manera, se obtiene la **tasa de degradación por fatiga o coeficiente de fatiga** de un material o probeta (Tasa de degradación por fatiga = Límite de fatiga/  $P_{\max}$ ). Esta tasa se corresponde con la pendiente de la recta.

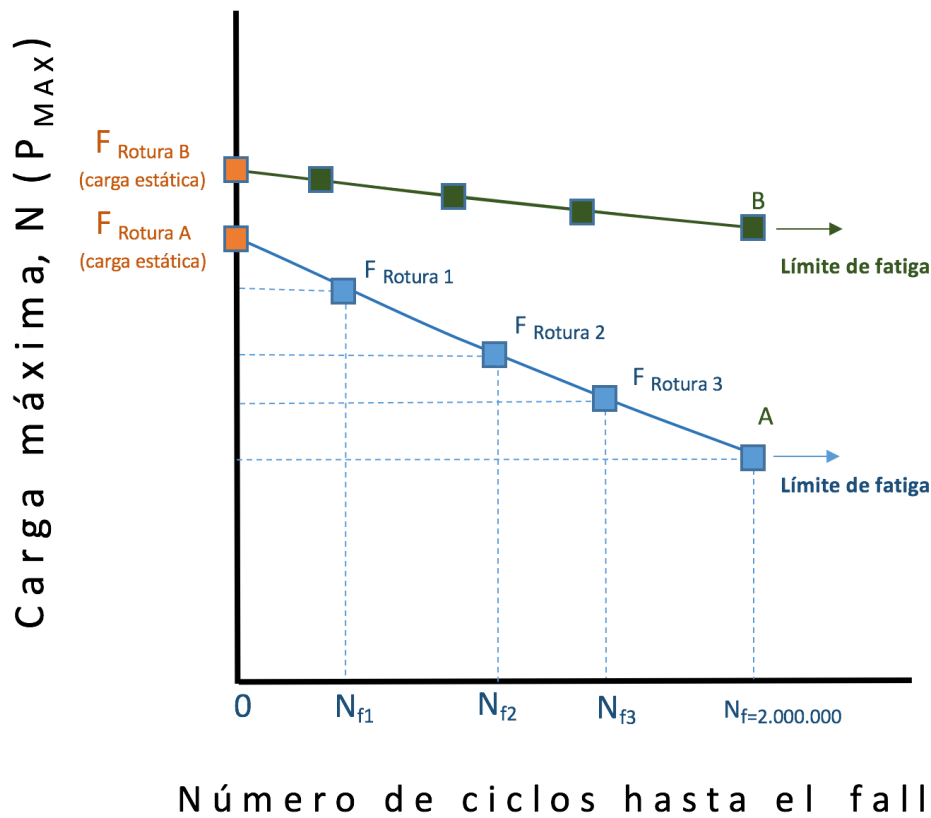


Figura 4: Representación esquemática de la vida a fatiga de dos tipos de especímenes, A y B, mediante una gráfica S-N.

La Figura 4 ilustra como con cada ensayo de carga cíclica, 4 en total para especímenes del tipo A, tiene lugar la disminución de la fuerza hasta rotura conforme se incrementan los ciclos de carga, desde los valores correspondientes a la fuerza máxima de rotura en condiciones de carga estática. De igual manera, ocurre en los especímenes del tipo B, sin embargo, el comportamiento de ambos tipos de especímenes en condiciones de fatiga difiere. La pendiente de la recta correspondiente a los especímenes tipo A es más pronunciada, lo que indica que la tasa de degradación por fatiga es mayor que la perteneciente a los especímenes tipo B y su valor se encontraría próximo a 0. En consecuencia, la resistencia a la fatiga cíclica del material B es mayor. Un tipo de material o espécimen caracterizado por una recta completamente horizontal, indica la ausencia de degradación por fatiga, es decir, la vida a fatiga del mismo sería ilimitada o infinita y la rotura por fatiga no tendría lugar. En este caso, a diferencia de lo que ocurre en

los ejemplos representados en la Figura 4, el valor del coeficiente de fatiga sería la unidad ya que el valor de carga estática de rotura y el límite de fatiga serían iguales.

Por lo tanto, el límite de fatiga quedaría definido como aquel esfuerzo para el cual la curva S-N se vuelve horizontal, representando la carga por debajo de la cual la duración de un material o espécimen es ilimitada y la vida a fatiga infinita. En la Figura 4 se observa que el límite de fatiga del espécimen tipo A, que se alcanza para este tipo de especímenes a los  $2 \times 10^6$  ciclos, corresponde a unos valores de carga cíclica máxima aplicada aproximadamente de un 50% de la fuerza máxima hasta rotura en condiciones de carga estática. Sin embargo, el límite de fatiga del conjunto de especímenes tipo B, aunque tiene lugar tras aplicar el mismo número de ciclos que en los especímenes tipo A, se alcanza ante un esfuerzo mucho mayor. Por consiguiente, el tipo de espécimen o material B sería mucho más duradero y fiable que el A.

Una de las características más notables del comportamiento de fatiga de un tipo de Especímen o material es la dispersión de sus resultados. Ésta es elevada en comparación con otras propiedades de los materiales, como la resistencia en condiciones de carga estática. Debido a esta dispersión, y para representar su comportamiento de forma general, los puntos teóricos experimentales pueden ajustarse a una **ecuación de regresión exponencial**:

$$P_{\max} = F_m N_f^b \cdot P_{\max}.$$

ecua  $P_{\max}$  corresponde a la carga máxima aplicada en condiciones de fatiga,  $F_m$  a la carga máxima registrada en condiciones de carga estática,  $N_f$  es el número de ciclos hasta fallo y el exponente  $b$  la pendiente de la recta o del ajuste.

Una vez ajustada la recta de regresión, es importante medir la bondad del ajuste realizado. Para ello se utiliza el **coeficiente de determinación,  $R^2$** . Un valor próximo a la unidad indica una relación lineal exacta positiva (creciente) o





negativa (decreciente), mientras que un valor cercano a 0 indica la no existencia de relación lineal.

En este estudio se van a realizar ensayos de carga estática y cíclica sobre prototipos reales, siguiendo las estandarizaciones reflejadas en las diferentes normativas. Se pretende estudiar la influencia de las cargas cíclicas de compresión sobre la vida en servicio de las restauraciones y analizar la fenomenología entre tensiones aplicadas y duración de las mismas. Determinaremos si existe o no rotura por fatiga en las piezas probadas y cuánto tiempo tardara en producirse el fallo en servicio. Además, se va a profundizar en el análisis de las superficies de fractura bajo el microscopio.

#### 1.5.4 Fractura.

La fractura es la separación de un sólido en dos o más piezas bajo la acción de una fuerza<sup>(114)</sup>. Desde un punto de vista mecánico, se han clasificado de acuerdo a la deformación producida en el material.

Al estudiar las propiedades mecánicas de los materiales se describió que, ante la aplicación de una carga sobre un material, puede observarse en éste un comportamiento elástico o plástico antes de la fractura, que generalmente depende de la estructura interna del mismo. Es decir, la aplicación de una fuerza sobre un cuerpo induce una deformación por movilización de átomos, que puede ser transitoria o permanente antes de producir su rotura. La ductilidad de un material se define como la cantidad de deformación plástica máxima que es capaz soportar antes de producirse la fractura. Por tanto, un material dúctil es aquel que posee una gran deformación en el momento de rotura por deslizamiento de planos cristalinos y requiere un cierto tiempo para producirse. Contrariamente, un material frágil, rompe con valores pequeños de deformación y generalmente, de forma más rápida<sup>(112)</sup>. Entonces, la fragilidad puede definirse como la capacidad de un material de fracturarse con escasa deformación.



Esto hace que, en muchas ocasiones, las fracturas sean diferentes en materiales dúctiles y frágiles. Por ello, en ingeniería existen dos **tipos de fractura** ante cargas estáticas: dúctil y frágil. Sin embargo, es importante señalar que hay diversos factores que pueden provocar el comportamiento o fractura frágil de un material considerado dúctil y viceversa e incluso puede darse la combinación de ambos en una misma pieza. En metales dúctiles, factores como defectos del material o cambios de geometría que actúan como zonas de concentraciones de tensiones, bajas temperaturas que impiden el desplazamiento de los átomos del material o velocidades altas de carga que imposibilitan que el material tenga tiempo para absorber energía y deformarse, pueden causar fracturas frágiles. Inversamente, en materiales de comportamiento frágil, como las cerámicas, la aplicación de una carga en un ambiente con elevada temperatura podría favorecer la aparición de fracturas de tipo dúctil. Por ello, no es muy correcto hablar de materiales dúctiles o frágiles sin más<sup>(112,114)</sup>.

Las fracturas por fatiga tienen lugar por el avance de una grieta dependiendo de las variaciones que se produzcan en los ciclos de carga. Como se explicó en el apartado de ensayos de fatiga, la frecuencia, la magnitud de la carga, la configuración de la estructura interna del material y las concentraciones de tensiones, son responsables del origen y desarrollo de este tipo de fracturas. Además, se ven influenciadas por el tamaño y acabado superficial, posibles rozamientos entre piezas y tensiones residuales entre componentes<sup>(114-117,125)</sup>.

#### 1.5.5 Fractografía.

La fractografía es el análisis de la superficie de fractura. Su estudio es esencial para determinar las causas de la fractura de los componentes en servicio y la manera de evitarla.

El análisis fractográfico comienza con una observación visual de las características macroscópicas de la superficie de fractura. De esta manera, junto con el conocimiento que aporta el estudio de la estructura interna del material y el tipo de carga aplicada hasta la fractura, pueden obtenerse los primeros indicios acerca de las regiones de concentración de tensiones, causas de la formación de grietas o fisuras, la zona de inicio y la dirección de propagación<sup>(126,127)</sup>.

Su posterior análisis con magnificación permite la confirmación de las observaciones realizadas y la caracterización de las diversas fases de la fractura. El estudio de las superficies de fractura bajo el microscopio electrónico de barrido puede determinar la existencia de posibles defectos locales de los materiales que hayan podido contribuir en la rotura del material. De la misma forma, un diseño inadecuado de la pieza en servicio o factores como desajustes o existencia de tensiones entre ellas pueden ser extrapoladas a través del estudio de la fractografía de la probeta. Igualmente, puede poner de manifiesto características como la fragilidad o ductilidad de los materiales y la naturaleza de las fuerzas aplicadas, si estas no se conocen<sup>(126-127)</sup>.

Normalmente, tal y como se representa en la figura 5, las fracturas dúctiles tienen lugar tras la formación de pequeñas cavidades que al unirse forman una grieta inicial. El avance de esta grieta, generalmente elíptica y perpendicular a la aplicación de la fuerza, causa una disminución progresiva en la sección de la probeta hasta que tiene lugar la fractura. La fractura dúctil se caracteriza por la presencia de gran cantidad de deformación plástica en la proximidad de la grieta que se traduce en forma de superficies fibrosas, irregulares y con desgarros. A veces se distingue un contorno característico a nivel entre ambas superficies de fractura que se conoce con el nombre de copa-cono<sup>(114,115,128)</sup>.

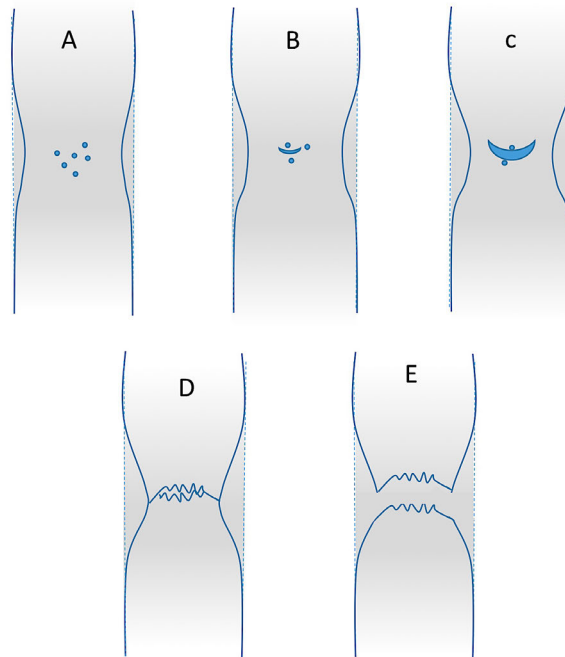


Figura 5: Fases de una fractura de tipo dúctil en un material metálico: A: formación de microcavidades por concentración de esfuerzos en la zona central. B: formación de la grieta inicial por la unión de microcavidades. C: Propagación de la grieta hacia la superficie en dirección perpendicular a la fuerza aplicada. D: Cambio de dirección de la fractura al aproximarse a la superficie. E: Fractura de tipo cono-copa, con superficies de fractura rugosas, irregulares, con desgarros<sup>(115,117)</sup>.

La fractura frágil de un metal tiene lugar sin apenas deformación plástica y de forma prácticamente instantánea<sup>(128)</sup>, en tres etapas (Figura 6): en una primera fase, se produce la concentración de dislocaciones a lo largo de los planos de deslizamiento por la acción de una fuerza. La tensión de cizalla se acumula en éstas zonas y como resultado se originan microfisuras. Un esfuerzo posterior propaga las microfisuras hasta producir la fractura<sup>(114)</sup>. En materiales frágiles cristalinos como las cerámicas, la fractura frágil tiene lugar sin deformación plástica y de forma casi instantánea. La grieta se forma y avanza rápidamente con la sucesiva rotura de enlaces atómicos a lo largo de los diferentes planos cristalinos cuando la fuerza aplicada es mayor a los enlaces que los mantienen unidos. Ésta crecerá

rápidamente disminuyendo la sección neta resistente hasta que deja de ser capaz de soportar la carga y se fractura<sup>(114,128)</sup>. Puede dividirse a su vez en transgranular o intergranular en función de que las grietas se propaguen a través de los granos o a lo largo de las fronteras de grano<sup>(115)</sup>.

En general, la dirección de la grieta en materiales frágiles inicialmente también es perpendicular a la carga aplicada, pero se extienden de forma rápida y una vez iniciada suelen tender a propagarse sin un aumento en la tensión. Las superficies en este tipo de fracturas son más planas y lisas. Cuando los materiales con roturas frágiles tienen un tamaño de grano muy pequeño, puede no discernirse ninguna distribución de marcas de fractura. Si no, pueden distinguirse marcas en forma de “v” cerca del centro de la sección de fractura que apunta al lugar de iniciación de la grieta, líneas en forma de crestas que se propagan en forma de abanico desde la zona de inicio de la fractura<sup>(114,115)</sup>.

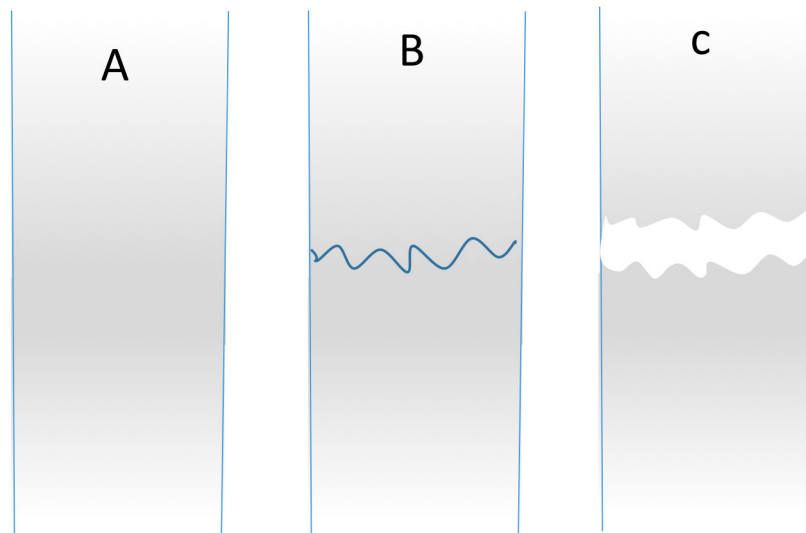


Figura 6: Esquema de la evolución de una fractura de un material frágil.



Cuando un metal homogéneo se somete a esfuerzos cíclicos durante el proceso de fatiga se inicia una grieta o fisura, en uno o varios puntos del material. Esto sucede por la dislocación de planos atómicos de forma irreversible a consecuencia de la fuerza inducida. A continuación, tiene lugar la propagación de esa grieta o fisura. Ésta comienza creciendo a lo largo de las bandas de deslizamiento a una velocidad, en general, muy pequeña (por ejemplo,  $10^{-10}$  m/ciclo) hasta que tiene lugar un cambio de dirección. La fisura se vuelve perpendicular a la dirección del esfuerzo máximo de tensión y su crecimiento en esta fase se produce a una velocidad relativamente elevada (por ejemplo, micrómetros por ciclo). La fisura sigue avanzando y se crean estrías de fatiga o grietas secundarias, útiles en los análisis de fractura por fatiga para determinar el origen y la dirección de propagación de las fisuras. En esta etapa del proceso de fatiga, si la fractura no se ha producido demasiado rápido, se forman las denominadas marcas de “playa”. La visibilidad de las mismas depende también de la ductilidad del material; en materiales de poca ductilidad son difíciles de reconocer. Finalmente, la sección remanente se hace tan pequeña que no puede soportar la carga aplicada y tiene lugar la fractura del componente<sup>(114,115,117)</sup>.

De igual manera, la fractura por fatiga en los materiales cerámicos consta de varias fases. Comienza con la iniciación de una o varias microgrietas en el material a partir de un defecto en el mismo, en un único punto o en varios, pero a diferencia de lo que ocurre en metales, la grieta se propaga rápidamente y la cerámica acaba fracturándose de forma repentina.

Con esta descripción de los patrones microscópicos que se generan en las zonas de fractura y que consideramos de interés exponer previo a la realización del experimento realizado, se da por terminado esta introducción, en la que se ha tratado cubrir todos aquellos aspectos relacionados de una u otra manera con todo o parte de los objetivos que serán expuestos en capítulos posteriores.



## 2 Justificación.

A lo largo de la introducción se han expuesto consideraciones importantes sobre los materiales que forman parte de las restauraciones en implantoprótesis, sus propiedades mecánicas y comportamiento ante la aplicación de cargas de distinta naturaleza. De todo ello depende en gran medida la predictibilidad de los tratamientos a largo plazo. Sin embargo, la existencia de situaciones clínicas extremas, hacen que existan otros condicionantes del éxito de la terapéutica rehabilitadora.

La pérdida de hueso marginal o incluso el fallo del implante por pérdida de osteointegración son complicaciones biológicas que tradicionalmente han sido relacionadas con la acción de fuerzas desfavorables, como la sobrecarga oclusal, o con la acción de fuerzas de dirección no axial al eje del implante<sup>(129-133)</sup>. Por otro lado, gran número de publicaciones han demostrado como además, pueden llegar a comprometer la integridad de los componentes protésicos de las restauraciones<sup>(25,107,124,129,130,134-149)</sup>.

Clásicamente se afirmaba que el uso de implantes de elevada longitud proporcionaba mejores resultados terapéuticos, tanto a nivel biológico aportando mayor área de osteointegración, como a nivel mecánico, permitiendo la consecución de una relación favorable entre la longitud de la corona y la del implante<sup>(129,132,146,147,150,151)</sup>. Sin embargo, en la actualidad, los criterios terapéuticos son diferentes.

La evidencia científica ha demostrado que los implantes de longitud menor, no tienen una menor predictibilidad de éxito a largo plazo<sup>(143,149-155)</sup> y, dado la menor morbilidad y confort para el paciente<sup>(143,149,151,152)</sup> que supone la no realización de técnicas quirúrgicas regenerativas en situaciones donde la cantidad ósea está comprometida, muchos profesionales se inclinan por colocar implantes de longitud reducida<sup>(143)</sup>. Esta postura obliga a rehabilitar con restauraciones de gran longitud, pese a que muchos de los aspectos relacionados con la elevada longitud de las restauraciones no han sido aclaradas lo suficiente y los niveles de evidencia provistos en la literatura científica son bajos<sup>(151,155)</sup>.



Por ello, es necesario conocer la influencia de la altura de la restauración y la repercusión del diseño y nivel de plataforma implantaria sobre el comportamiento mecánico del complejo implante-corona y el consecuente efecto sobre las complicaciones en implantoprótesis. Este estudio pretende analizar dicha influencia mediante un estudio *in vitro*, sobre especímenes en condiciones de servicio simuladas mediante ensayos de fatiga y carga estática.

En general, se consideraba que la dimensión de la restauración protésica colocada no debía superar la del implante para impedir el incremento del riesgo de reabsorción ósea y la aparición de complicaciones implantoprotésicas. En caso contrario, se afirmaba que las cargas oclusales podrían ser capaces de inducir la aparición de un brazo de palanca y momentos de flexión, generando y concentrando estrés a nivel de los componentes protésicos y del tercio coronal de la unión hueso-implante. Esta circunstancia incrementaba el riesgo de reabsorción ósea, fracturas del tornillo protésico, de la propia restauración o incluso del implante<sup>(150)</sup>. Sin embargo, una proporción óptima generaba un estrés bajo ante las fuerzas producidas en la cavidad oral, que era disipado a lo largo de todo el implante posteriormente. En muchos casos, estas afirmaciones se basaban en criterios aceptados con anterioridad para la terapéutica restauradora mediante prótesis fija convencional sobre dientes naturales, modelos empíricos y/o matemáticos<sup>(25,104,105,124,129-131,134-143,145-151)</sup>. De esta manera, algunos autores sugirieron que la relación entre la corona y el implante debía ser de 0,5 ó 1:1 como en prótesis fija sobre dientes naturales para evitar posibles complicaciones biológicas y técnicas<sup>(124,130,131,134-137,142,143)</sup>.

La introducción en el mercado de implantes con superficies rugosas y la incorporación de recubrimientos cerámicos osteoinductores como la hidroxiapatita, ha restado protagonismo a la longitud del implante en el pronóstico del tratamiento<sup>(143,151-155)</sup>.

Por otra parte, con respecto al diseño y nivel de conexión de la plataforma implanto-protésica, mantener el hueso de la cresta ósea alrededor de los implantes

es un factor importante tanto para la supervivencia y el éxito del implante como para el resultado estético del tratamiento. Está ampliamente demostrado que el diseño del cuello de los implantes influye en la estabilidad de los tejidos duros y blandos<sup>(156-160)</sup>. Sin embargo, **no existen en la literatura científica estudios concluyentes sobre la influencia de este diseño en el comportamiento mecánico del implante ante la aplicación de fuerzas masticatorias.**

La incorporación de una porción transmucosa en los implantes puede tener varias implicaciones. Por un lado, supondría alargar la longitud del implante o fijación varios milímetros. Según las teorías clásicas, esta circunstancia implicaría acercarse a la relación ideal entre el implante y la corona de 1:1 como en prótesis fija sobre dientes naturales, y minimizaría la aparición de brazos de palanca y momentos de flexión. Conforme a esta hipótesis, ambas condiciones evitarían o disminuirían la magnitud de las tensiones generadas a nivel de los componentes protésicos y por tanto la aparición de complicaciones técnicas y mecánicas.

También, podría conseguirse una disminución en los niveles de tensiones debido a que decrecería la posibilidad de desajustes y tensiones internas residuales entre componentes protésicos al haber menos piezas.

Así mismo, la presencia de esta porción transmucosa podría aumentar el área de fricción entre la superficie interna del implante y la restauración, incrementándose la resistencia al desatornillado. Por ello, podrían verse disminuidas las complicaciones por aflojamiento y fractura de tornillos. También porque el uso de este tipo de implantes podría suponer cambios en la geometría y longitud de los tornillos de fijación; podrían ser más largos y de mayor diámetro, principalmente si se comparan con los tornillos de fijación de los pilares protésicos. Así que, por otro lado, podría suponer la consecución de una unión implantoprotésica más segura. Así mismo, significaría la disminución del número de materiales presentes en la restauración, circunstancia que en sí misma podría hacer más predecible el comportamiento mecánico del conjunto.



Por tanto, en relación con los factores anteriormente expuestos se justifica la realización de un estudio diseñado para conocer la influencia de la altura de la restauración y la repercusión del diseño y nivel de plataforma implantaria sobre el comportamiento mecánico del complejo implante-corona y el consecuente efecto sobre las complicaciones en implantoprótesis.

El presente estudio se llevará a cabo de acuerdo a los objetivos especificados en el siguiente apartado.



## 3 Objetivos.



La presente memoria de tesis doctoral se fundamenta en el establecimiento de los siguientes objetivos:

- Objetivo general: Evaluar el comportamiento mecánico en condiciones de carga estática y dinámica de especímenes confeccionados con dos tipos de implantes con diferente diseño y nivel de plataforma (plataforma para nivel óseo y plataforma para conexión a nivel gingival), conectadas a restauraciones unitarias atornilladas de distintas alturas.

- Objetivos específicos:

1. Bajo condiciones de carga estática:

- a) Analizar el aspecto macro y microscópico precarga de las probetas experimentales obtenidas mediante la combinación de ambos tipos de implante y longitudes de corona.
- b) Analizar el aspecto macro y microscópico post-carga de las probetas experimentales obtenidas mediante la combinación de ambos tipos de implante y longitudes de corona.
- c) Estudiar en términos de capacidad de carga y curvas de carga/desplazamiento el comportamiento mecánico de las probetas experimentales obtenidas mediante la combinación de ambos tipos de implante y longitudes de corona.

2. Bajo condiciones de carga dinámica:

- a) Analizar el aspecto macro y microscópico precarga de las probetas experimentales obtenidas mediante la combinación de ambos tipos de implante y longitudes de corona.
- b) Analizar el aspecto macro y microscópico post-carga de las probetas experimentales obtenidas mediante la combinación de ambos tipos de implante y longitudes de corona.
- c) Estudiar el comportamiento mecánico de las probetas experimentales analizando la capacidad de soportar cargas cíclicas en términos de límite de fatiga y la vida a fatiga (curvas S-N).



# 4 Hipótesis de trabajo.



Las dos variables principales independientes establecidas en este estudio serán: el tipo de plataforma y la altura de la corona.

Las hipótesis generales de trabajo serán las que a continuación se indican:

Basado en los principios físicos de las leyes de palanca físicas

**1ª** Se espera encontrar diferencias en el comportamiento mecánico de prototipos reales formados por complejos implante-corona unitarios, tanto en carga dinámica como estática, en función del diseño y nivel de la plataforma implantaria (diseño de implantes con plataforma para nivel óseo y diseño de plataforma para conexión a nivel gingival).

**2ª** Se espera encontrar diferencias en el comportamiento mecánico de prototipos reales formados por complejos implante-corona unitarios, tanto en carga dinámica como estática, en función de las distintas alturas de corona utilizadas.

Estas hipótesis generales de trabajo se traducen en las siguientes hipótesis nulas de aplicación estadística:

**Ho1.** No existirían diferencias estadísticamente significativas en la capacidad de carga y vida a fatiga dependientes del tipo de diseño y nivel de plataforma implantaria (conexión a nivel óseo y a nivel transgingival).

**Ho2.** No existirían diferencias estadísticamente significativas en la capacidad de carga y vida a fatiga dependientes de la altura de las restauraciones.



# 5 Material y métodos.





Este estudio “in vitro” fue llevado a cabo sobre un total de 60 probetas de experimentación. Cada probeta estaba formada por el conjunto de una corona metal-cerámica atornillada a un implante.

## **5.1 Tamaño muestral.**

El número de muestras de cada grupo fue calculado usando el programa SPSS Sample Power 3.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) para una potencia del 80% y asumiendo un error  $\alpha = 0,05$  sobre los valores medios y desviaciones estándar obtenidos en estudios similares previos<sup>(122,163,165)</sup>.

## **5.2 Selección de implantes.**

Se seleccionaron dos sistemas implantológicos (Figura 7), los cuales diferían en el diseño y nivel de plataforma implantaria, estableciéndose dos grupos de estudio. Por un lado, el grupo TL(N=30), constituido por implantes de la línea Premium TG (Sweden & Martina, Due Carrare PD, Italy) y caracterizado por contar con una porción transmucosa pulida y sin espiras de 2 mm de altura (independiente de la longitud del implante). Por otro lado, el grupo BL(N=30), formado por implantes Premium straight (Sweden & Martina, Due Carrare PD, Italy). A diferencia de los anteriores, éstos carecen de parte transmucosa, presentan un cuello liso de 0.80 mm de altura que “in vivo” se coloca a nivel de la cresta ósea.

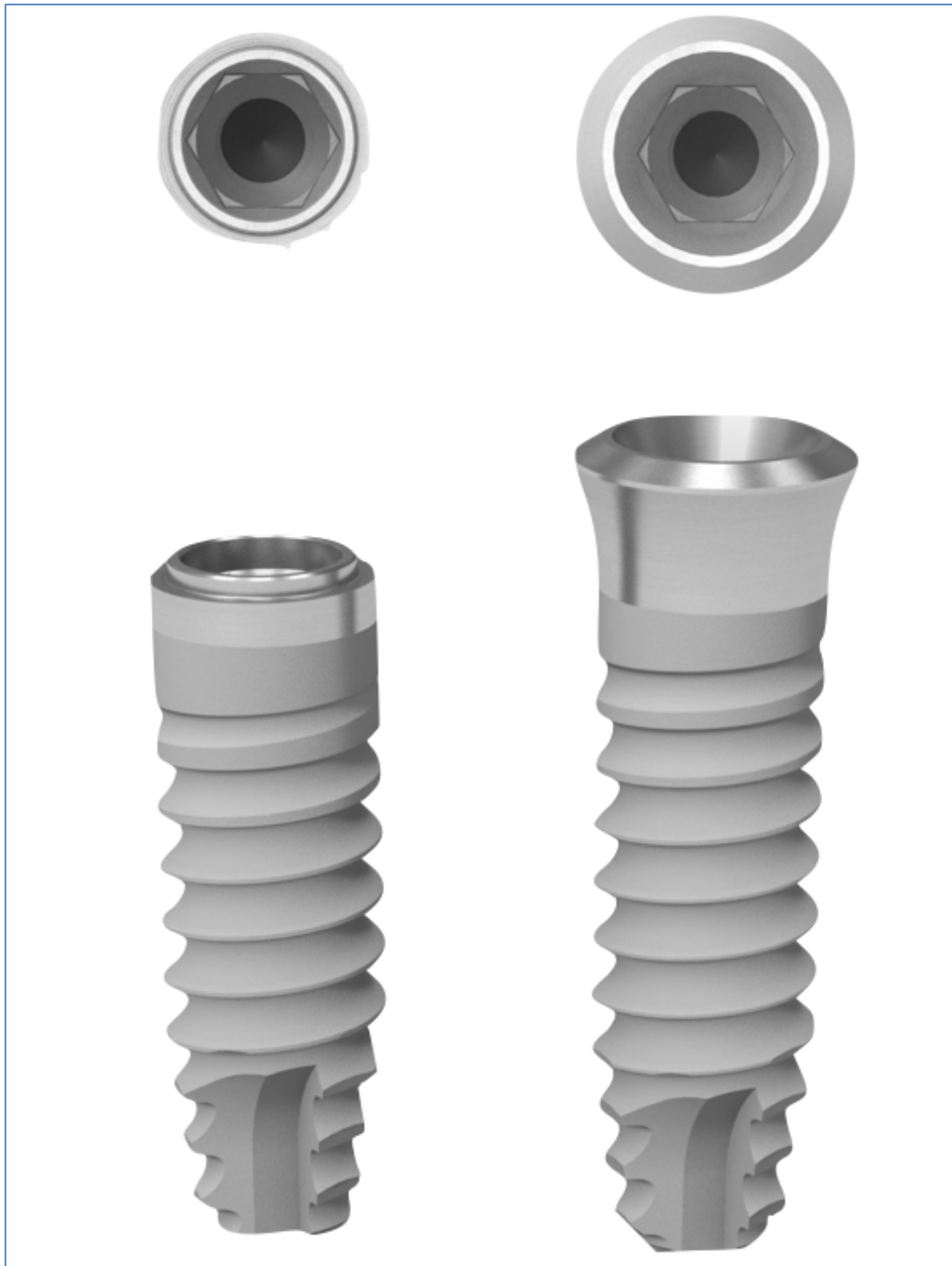


Figura 7: Implante Premium Straight (Izquierda en ambas imágenes) Implante Premium TG (derecha en ambas imágenes) .

Los implantes seleccionados para los dos grupos, tenían un diámetro máximo de 4,25mm y 10mm de longitud para la porción en contacto directo con el hueso. Este diámetro, en ambos casos, decrece paulatinamente desde coronal hacia apical hasta alcanzar un valor de 3,32 mm en su parte final. Los dos modelos presentan un cuerpo cilíndrico con espiras continuas que poseen un paso de rosca de 1.00 mm y una profundidad de 0.40 mm. Esta configuración queda interrumpida por tres incisiones a nivel del tercio inferior, las cuales confluyen en un perfil apical redondeado. Estos detalles, comunes a ambas configuraciones, se ilustran en la Figura 8.

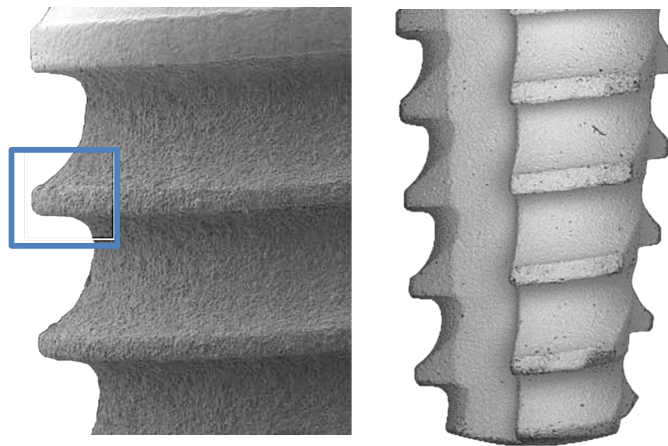


Figura 8: Detalles comunes de los implantes incluidos en el estudio.  
(Imágenes del archivo de Sweden & Martina).

La porción coronal lisa de los implantes Premium TG tiene una conicidad de 20°, lo que hace que el diámetro de 4,25mm existente a nivel de la base del cono, aumente hasta alcanzar un diámetro total de 4.80mm en la parte más superficial y coronal del implante. En esta zona, posee un hombro externo de apoyo protésico de 0,55mm de longitud, también cónico. Este bisel se dirige hacia apical con una conicidad de 30°. El inicio de este hombro se continúa con una superficie cónica interna también de 30° de conicidad. En la base de este cono se encuentra el hexágono interno, que se inicia a 2 mm de profundidad. Estas especificaciones se ilustran de manera resumida a continuación, en la Figura 9.



Figura 9: Imágenes en las que se distinguen las diversas partes de los implantes de la línea Premium TG. De izquierda a derecha, la primera imagen muestra la morfología completa del implante; en la segunda se observa el hombro externo de apoyo protésico; en la tercera la superficie interna cónica; y en la cuarta el hexágono interno de conexión implantoprotésica (imágenes de archivo de Sweden & Martina).

A diferencia de los anteriores, los implantes de la gama Premium Straight poseen una emergencia coronal recta. El valor del diámetro del implante se mantiene a lo largo de toda la porción correspondiente al cuello del implante. En este diseño se distinguen varias zonas de apoyo protésico. A nivel externo, formando 90° respecto al cuello recto y pulido del implante, se encuentra una porción de apoyo horizontal de 0,65mm, también recta. Inmediatamente por encima, perpendicular a dicha zona y paralelo al eje mayor del implante, se encuentra un collar emergente externo de 0,30 mm de longitud. Además, este tipo de implante cuenta con un collar interno, de 0,50 mm de longitud, paralelo al anterior, justo por encima de la porción hexagonal. Toda la información referente al implante de la gama Premium Straight se encuentra representada a continuación, en la figura 10.

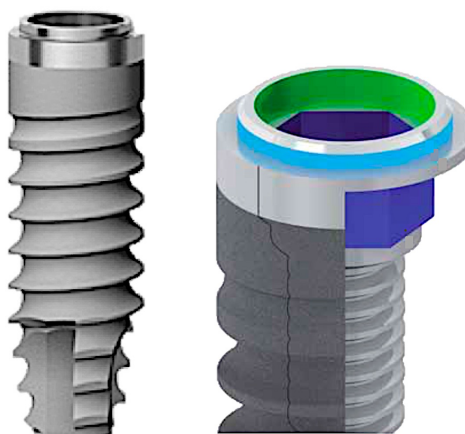


Figura 10: Diversas partes de los implantes de la línea Premium Straight.  
(Imágenes del archivo Sweden & Martina)

Ambos tipos de implantes están confeccionados a partir de titanio puro de grado IV. El tornillo en ambos casos esta realizado a partir de la aleación Ti-6AL-4V, una de las más utilizadas en odontología. A continuación, en la Tabla 8, se exponen algunas de las propiedades mecánicas de ambos.

	Implantes (Titanio grado IV)	Tornillo de fijación (Ti-6AL-4V)
<b>Módulo de elasticidad, GPa</b> ( <i>Modulus of elasticity</i> )	110	110
<b>Límite elástico, MPa</b> ( <i>Yield strength</i> )	480	790
<b>Resistencia final a la fractura, MPa</b> ( <i>Ultimate strength</i> )	550	860
<b>Resistencia a la fatiga en <math>1.10^7</math> ciclos, MPa</b> ( <i>Fatigue strength</i> )	425	300

Tabla 8: Propiedades mecánicas más significativas del material de los implantes utilizados y del tornillo de fijación, aportadas por Sweden & Martina.

### **5.3 Realización de coronas.**

Mediante tecnología CAD/CAM, se confeccionaron 60 estructuras metálicas para ser recubiertas con cerámica, con anatomía estandarizada de premolar mandibular. 30 de estas coronas fueron realizadas para ser atornilladas sobre implantes de la línea Premium TG y otras 30, para los de la gama Premium Straight.

#### **5.3.1 Confección de estructuras metálicas internas.**

A partir de un fichero STL aportado por la empresa Sweden & Martina, con la geometría exacta de ambos tipos de implantes, se llevó a cabo el diseño de la estructura metálica de las restauraciones. Todas ellas, con la misma forma externa. Para ello, se utilizó el software CAD Echo2 (Echo2, Sweden & Martina, Due Carrare PD, Italy). Los datos correspondientes a este diseño fueron enviados a una máquina de control numérico (CNN) para la fabricación sustractiva de las restauraciones por arranque de viruta. Se utilizó una fresadora de cinco ejes, de la casa Fehlmann AG (Figura 11).



Figura 11: Fresadora utilizada para la obtención de las estructuras metálicas de Co-Cr.

El material elegido para la realización de las estructuras internas de las restauraciones implantoprotésicas fue una aleación de cobalto-cromo (65%Co-29%Cr) provisto en bloques de material homogéneo para su mecanizado en frío. Algunas de sus propiedades se indican en la siguiente tabla (Tabla 9).

Co/Cr/Nb/W/(Si/Mo/Fe)	65/29/2/2/(2) %
Densidad	8.4 g/cm <sup>3</sup>
Resistencia a la compresión	659 MPa
Resistencia a la tracción	475 MPa
Módulo elástico	194 MPa
Temperatura máxima de utilización	1000 <sup>0</sup>
Expansión térmica (25-500 <sup>o</sup> )	14 10 <sup>-6</sup> /K <sup>-1</sup>

Tabla 9: Aleación de Co-Cr utilizada. Componentes y propiedades mecánicas aportadas por Sweden & Martina.

### 5.3.2 Recubrimiento cerámico de las estructuras internas.

La forma de proceder en esta fase se fijó con el objetivo de asegurar la obtención de 60 restauraciones con una misma anatomía a pesar de las diferentes alturas que posteriormente se expondrán. De esta manera, se pretende minimizar al máximo las posibles alteraciones en los resultados, dependientes de variaciones en la forma de las coronas.

Para el diseño anatómico estandarizado de dicha anatomía externa, se llevaron a cabo varios procedimientos de escaneado. El escáner empleado se presenta en la Figura 12. Se trata de un escáner óptico de luz estructurada que posee una cámara de 1,3 Megapíxeles y una exactitud de 20 µm, sistema Imetric Scan D101 (Imetric Courgenay, Suiza). Éste, proyecta una serie de bandas de luz sobre la superficie de la muestra y recoge la distorsión de las bandas de luz que causa en contacto con el objeto, por lo que para la correcta lectura de información, exige la estabilidad de las piezas a escanear. Es por ello por lo que, con la ayuda de

un posicionador y unos moldes de silicona, se procedió a realizar el embutido de análogos de implante en escayola tipo IV.



Figura 12: A la izquierda se encuentra el sistema Imetric Scan D101 (Imetric Courgenay, Suiza); a la derecha, uno de los análogos de implante embutido en escayola en el interior de un molde de silicona.

A continuación se realizó un alineamiento o “best-fit” de todos los datos registrados en los tres ejes del espacio y se procedió al diseño de la anatomía externa de las restauraciones mediante el software ExoCad DentalCAD. Este diseño fue el mismo para todas las restauraciones empleadas en la realización del presente estudio, independientemente de las distintas longitudes escogidas para las coronas. A partir del mismo, de forma posterior, se llevó a cabo el diseño de unas matrices con el objetivo de asegurar la obtención de la forma externa estandarizada de premolar.

Los datos correspondientes al diseño, se enviaron a un software de CAM de una impresora 3D (EnvisionTEC's Perfactory 4 Digital Dental Printer, P4 DDP, de Envisiontec GMBH, Germany) que se muestra en la Figura 13, a partir de la cual se fabricaron las matrices de máxima definición para cada altura de corona (resolución de 25  $\mu$ m). El material elegido fue WIC 300 (de Envisiontec GMBH, Germany), un fotopolímero a base de cera, rígido y de muy baja expansión térmica.





Figura 13: A la izquierda el sistema EnvisionTEC's Perfactory 4 Digital Dental Printer, P4 DDP, de Envisiontec GMBH, Germany; a la derecha una matriz fijada a la réplica de implante.

Posteriormente, se realizó una huella de silicona de la anatomía externa de las matrices fabricadas por prototipado rápido, colocadas sobre las réplicas de implante, como se indica en la figura 14. Por otro lado, las estructuras internas metálicas fueron recubiertas de una capa uniforme de opaquer con un aerógrafo.

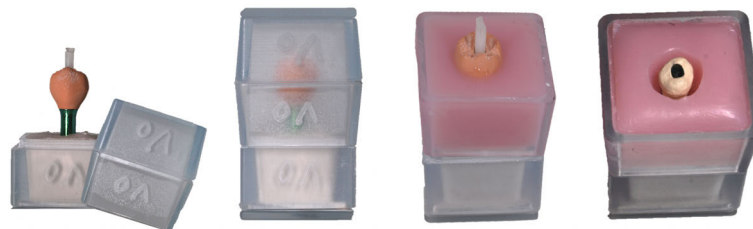


Figura 14: Proceso de realización de una huella de silicona y preparación de un espécimen para la elaboración de un patrón de cera.

A continuación, se inyectó cera a 78 grados de temperatura y una presión de 2 bares sobre las estructuras metálicas embutidas en la huella de silicona. Seguidamente, se conectaron al patrón de cera resultante una serie de jitos o bebederos prefabricados también a base de cera y todo el conjunto fue introducido en cilindros de revestimiento. Una vez calcinada la cera, tras el precalentamiento del cilindro, se llevó a cabo la inyección de la cerámica feldespática de alta

resistencia IPS e.max® Press (Ivoclar), a una temperatura de procesamiento de 850°, mediante la acción de unos pistones.

Las distintas etapas de la fabricación de las restauraciones implantosoportadas de este estudio, se encuentran representadas en la Figura 15.

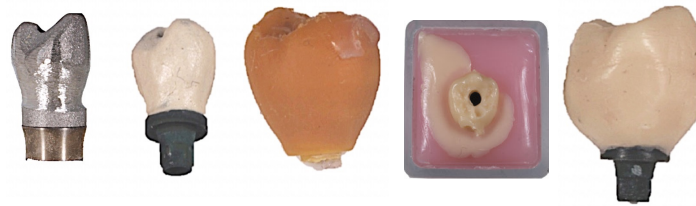


Figura 15: Representación de las distintas fases de elaboración de una de las restauraciones del estudio.

#### 5.4 Distribución de grupos.

Debido a la diferencia de 2mm de longitud existente entre los dos tipos de implantes (determinada por el distinto diseño del cuello de los mismos, tal y como se muestra en la Figura 16), las coronas realizadas para este estudio poseían también diferentes longitudes. En función del factor altura de corona, se conformaron los distintos subgrupos que a continuación se expondrán.

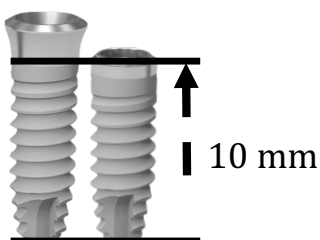


Figura 16: En la imagen de la izquierda, se muestra la diferencia de altura total entre los dos tipos de implantes utilizados en este estudio. A la derecha, los subgrupos de coronas implantosoportadas diseñadas para ambos tipos de plataforma implantaria.



Se establecieron 6 alturas de corona diferentes, tres para cada grupo de muestras. De esta manera se distinguían seis subgrupos, nominados de acuerdo a las longitudes de las restauraciones (Figura 17):

- **Subgrupo BL 7:** 10 especímenes formados por implantes Premium Straight y coronas de 7 mm de altura, medido desde la plataforma del implante hasta la punta de la cúspide vestibular.
- **Subgrupo BL 12:** 10 especímenes formados por implantes Premium Straight y coronas de 12 mm de altura, medido desde la plataforma del implante hasta la punta de la cúspide vestibular.
- **Subgrupo BL 17:** 10 especímenes formados por implantes Premium Straight y coronas de 17 mm de altura, medido desde la plataforma del implante hasta la punta de la cúspide vestibular.
- **Subgrupo TL 5:** 10 especímenes, formados por implantes Premium TG y coronas de 5 mm de altura, medido desde la plataforma del implante hasta la punta de la cúspide vestibular.
- **Subgrupo TL 10:** 10 especímenes, formados por implantes Premium TG y coronas de 10 mm de altura, medido desde la plataforma del implante hasta la punta de la cúspide vestibular.
- **Subgrupo TL 15:** 10 especímenes, formados por implantes Premium TG y coronas de 15 mm de altura, medido desde la plataforma del implante hasta la punta de la cúspide vestibular.



Figura 17: Distribución de los grupos.

## 5.5 Estudio del comportamiento mecánico de las restauraciones.

El estudio del comportamiento mecánico se llevó a cabo mediante dos tipos de ensayos de compresión sobre prototipos reales. En el primer grupo de ensayos se aplicaron fuerzas continuas o estáticas, mientras que, en el segundo, las cargas fueron dinámicas o cíclicas. Sin embargo, la aplicación de fuerzas de naturaleza compresiva sobre los especímenes, colocados en un ángulo de  $30^\circ$  tal y como indica la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>, hace que estos ensayos no sean ensayos de compresión puros. Es decir, en el lado del espécimen en el cual tiene lugar la aplicación de la carga, se producen fuerzas de compresión, mientras que, en el opuesto, se generan fuerzas de tracción.

### 5.5.1 Preparación de los especímenes para los ensayos de carga.

#### 5.5.1.1 Selección de la resina epóxica.

Para realizar los ensayos mecánicos, la parte del implante de los especímenes deben ser embutidos en una resina que simule su implantación en el hueso. Para ello, entre las resinas epóxicas propuestas en la literatura científica<sup>(162)</sup> se seleccionó la resina Epoxycure resin, Buhler, Lake Bluff MN, USA por poseer un módulo elástico de 12 GPa, similar al módulo elástico del hueso humano (18 GPa),

como indica la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>. El valor correspondiente al módulo elástico de dicha resina fue comprobado por estudios previos<sup>(163)</sup>.

#### 5.5.1.2 Embutido de las muestras.

Cada implante fue embutido en la resina epóxica especificada en el apartado anterior, con la ayuda de un molde rectangular de silicona de 55 mm. de largo, 30mm. de ancho y 22 mm. de altura, y un posicionador. Este posicionador, elaborado a partir de réplicas de implante, permitía mantener cada implante durante la polimerización de la resina sumergido hasta la porción del cuello (Figura 18).



Figura 18: A la izquierda, se muestra la resina epóxica seleccionada (Epoxy cure resin, Buhler, Lake Bluff MN, USA) y el modo en que se realizó el embutido de un espécimen, con la ayuda de un posicionador y molde de silicona. A la derecha, un espécimen de cada grupo de implantes ya embebido en la resina.

#### 5.5.1.3 Atornillado de coronas y obturación de chimeneas.

Una vez completada la reacción de polimerización de la resina, cada corona fue atornillada sobre el correspondiente implante aplicando un par de apretamiento de 30N, utilizando el tornillo de titanio, el destornillador y la llave dinamométrica originales.

Cada cabeza de tornillo fue cubierta con teflon. A continuación, el acceso fue impregnado con un acondicionador adhesivo para metal (Z-Prime, Bisco Inc.) y sellado con una resina compuesta fluida (Filtek Supreme Flow, 3M-ESPE, St. Paul MN, USA), simulando el protocolo convencional llevado a cabo en una situación real. Este proceso se ilustra en la siguiente figura (Figura 19).



Figura 19: Atornillado y obturación de la chimenea de una restauración perteneciente a un espécimen del estudio.

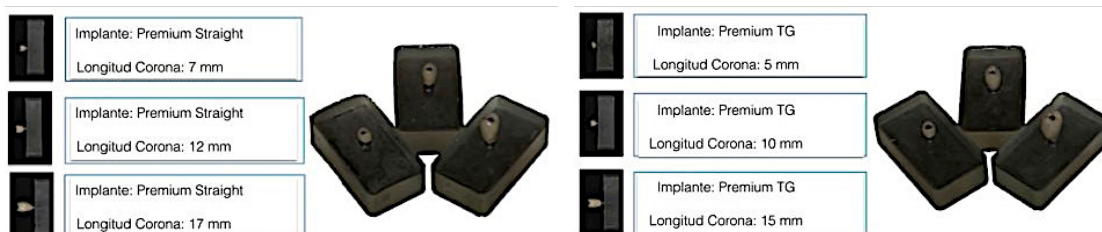


Figura 20: Resumen de la distribución de los grupos con especímenes preparados.

Una vez preparados los 60 especímenes (Figura 20), se comenzó a estudiar el comportamiento mecánico de los mismos ante diferentes tipos de fuerzas. Toda esta parte del estudio fue realizado en el Instituto de Ciencias de los Materiales de Madrid (ICMM-CSIC).

### 5.5.2 Resistencia a la fractura ante cargas estáticas.

Se ejecutaron 30 ensayos de carga estática sobre 30 especímenes (quince de cada grupo de plataforma implantaria y cinco de cada uno de los seis subgrupos de altura de corona).

#### 5.5.2.1 Posicionamiento de los especímenes en la máquina de ensayos.

Cada una de las pruebas comenzaba con el correcto posicionamiento de cada muestra en la máquina de ensayos universal Shimadzu® AG-X series (Kyoto, Japan) con una célula de carga de 5000 N, ilustrada en la figura 21, según especifica la Norma ISO 14801<sup>(160)</sup>.



Figura 21: Máquina Shimadzu® AG-X series, Kyoto, Japan.

Para ello se utilizó una pieza diseñada en estudios anteriores llevados a cabo por este grupo de investigación<sup>(163)</sup> (Figura 22). Esta pieza consta de una superficie lisa e inclinada a 30° con respecto a la célula de carga y dos mordazas de sujeción. De esta manera, se garantiza la colocación de todos los especímenes siempre en la misma posición y la ausencia de movimiento durante la aplicación de

cargas. Además, para evitar la deformación que podría producirse tras la aplicación de fuerzas de gran magnitud en la máquina de ensayos universales debido a un desplazamiento lateral de la carga y por tanto, su efecto en la estandarización de resultados, se decidió utilizar una pieza intermedia entre la célula de carga y el espécimen. Esta pieza incluye una serie de rodamientos de acero que impiden el desplazamiento lateral del vástago principal. Este dispositivo ya había sido utilizado por otros autores con este fin<sup>(97)</sup>.

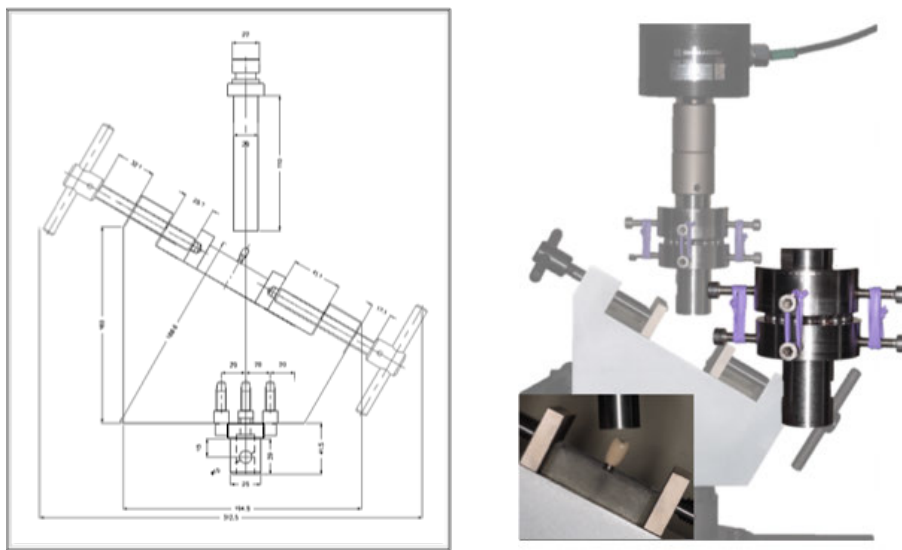


Figura 22: A la izquierda, el plano de la pieza utilizada para la colocación y sujeción de las muestras en un ángulo de  $30^{\circ}$ <sup>(163)</sup>. En la imagen de la derecha se muestra el aspecto final de la máquina de ensayos universales elegida con las modificaciones introducidas.

#### 5.5.2.2 Aplicación de la carga.

Con el objetivo de obtener unos resultados estandarizados, la aplicación de la carga se realizó sobre la cúspide vestibular de cada espécimen (Figura 23). La velocidad de aplicación de la carga se estableció en 0.5 mm / min, hasta la deformación permanente o fractura de alguno de los componentes. Si el fallo no tenía lugar antes de una deformación permanente igual a 2 mm, el ensayo se interrumpía para evitar la fractura total de la muestra.



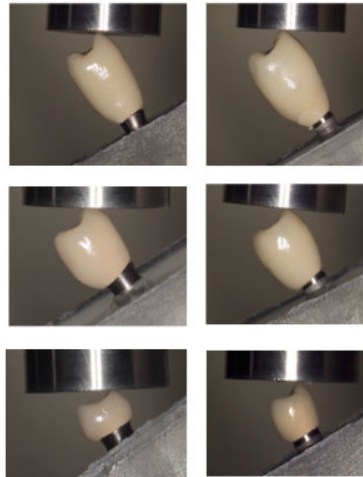


Figura 23: Correcto posicionamiento de los especímenes en la máquina de ensayo universal Shimadzu® AG-X series, Kyoto, Japan.

#### 5.5.2.3 Recogida y almacenamiento de datos.

Los datos fueron recogidos y almacenados gracias a una aplicación informática (Trapezium X Software, Shimadzu) y posteriormente organizados para su análisis en un programa informático (Excel® 2010, Microsoft Corporation®, Redmond WA, EEUU). Además, dicha aplicación genera gráficas de carga frente a desplazamiento. De esta manera, se posibilita el análisis y la determinación del comportamiento mecánico de cada espécimen, el momento en el cual se produjo el fallo catastrófico y la magnitud exacta de la carga que lo causó.

#### 5.5.3 Resistencia a fatiga cíclica.

Se analizó el comportamiento mecánico de los 30 especímenes restantes ante la acción de fuerzas compresivas cíclicas, en la máquina de ensayos de fatiga universal que se muestra en la Figura 24, con una célula de carga de 1000 N. Con este ensayo se intentan simular las condiciones ocurridas “in vivo” durante ciclos

de masticación, con el objetivo de analizar el fallo en fatiga y la longevidad de las restauraciones.



Figura 24: Máquina de ensayos universal (Shimadzu Electromagnetic Testing Machine EMT-1KNV-30, Kyoto, Japan).

#### 5.5.3.1 Posicionamiento de los especímenes.

La pieza diseñada para el correcto posicionamiento y fijación de las muestras utilizada para los ensayos de carga estática de este estudio, fue empleada también durante los ensayos de carga cíclica o de fatiga. De esta manera, en todos los casos, los prototipos fueron colocados a  $30^{\circ}$  respecto a la carga aplicada (Figura 25), siguiendo las especificaciones de la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>. También fue utilizada la pieza intermedia colocada entre la célula de carga y los especímenes, específicamente diseñada para los test de carga estática realizados en este estudio.

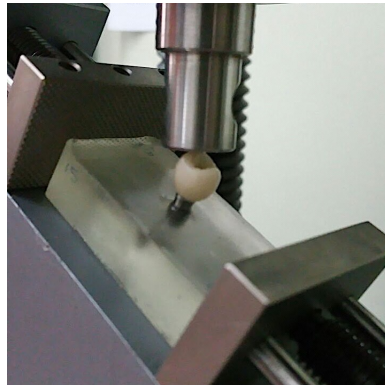


Figura 25: Correcto posicionamiento de los especímenes en la máquina de ensayo universal EMT-1KNV-30, Kyoto, Japan.

#### 5.5.3.2 Carga aplicada.

Los parámetros establecidos se determinaron a partir de la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>. Se aplicó una fuerza unidireccional, oblicua (30 grados con respecto al eje longitudinal del conjunto implante-corona) y pulsátil sobre la cúspide vestibular de cada muestra, en un ambiente seco. La frecuencia de aplicación de la carga fue de 2 Hz . Durante el ensayo, el cociente entre máxima y mínima carga,  $R=P_{min}/P_{max}$ , fue  $R=10$  (compresión - compresión). Es decir, la carga mínima aplicada fue un 10 % de la máxima y siempre existió una carga residual de compresión a la que le corresponde ese valor.

Por otro lado, la magnitud de la carga máxima inicial aplicada fue elegida en base a los resultados obtenidos en las pruebas de carga estática. Dicha magnitud inicial se corresponde con el 15% de la carga necesaria para el fallo de los especímenes en condiciones de carga estática. A partir de los resultados obtenidos con esta carga, se va incrementando o disminuyendo su magnitud según la probeta anterior rompa o no rompa antes de  $N_f$  ciclos.

El test de fatiga finalizaba en el momento en el que ocurría la rotura catastrófica del espécimen o cuando era detectada una deformación permanente de 2mm. Si ninguna de las dos circunstancias se producían, el ensayo concluía tras

completarse dos millones de ciclos ( $N_f = 2 \times 10^6$  ciclos), para así obtener el límite de fatiga. El límite superior de la carga aplicada, si no se llegaba a obtener el límite de fatiga, fue de 400N, ya que evaluar el comportamiento de los especímenes con cargas cíclicas superiores a este valor tiene poco sentido práctico, debido a que estarían por encima de los valores promedio en boca<sup>(122)</sup>. Además, las cargas eran tan elevadas que el sistema de posicionamiento de los especímenes empezaba a oscilar y sufrir deformación, lo que interfería de forma crítica en los resultados del ensayo.

#### 5.5.3.3 Recogida y almacenamiento de datos.

Después de cada ensayo, el número de ciclos y el fallo catastrófico de cada muestra fue registrado y grabado en una aplicación informática específica conectada a la máquina de ensayos universales (Trapezium EMTS software, Shimadzu) y representado en un gráfico de carga frente al número de ciclos hasta el fallo en escala logarítmica (curva S-N). Los datos obtenidos para cada muestra fueron organizados para su análisis en un programa informático (Excel® 2010, Microsoft Corporation®, Redmond WA, EEUU).

### 5.6 Estudio macroestructural y microestructural de las muestras.

#### Estudio fractográfico.

##### 5.6.1 Estudio macroestructural.

Todos los especímenes ensayados fueron fotografiados con un equipo canon 1100D, un objetivo macro de 100mm y un flash anular (Figura 26). Posteriormente, cada muestra fue evaluada y comparada macroscópicamente con el grupo de referencia de muestras no ensayadas.



Figura 26: Equipo fotográfico empleado para el registro de especímenes ensayados.

### 5.6.2 Estudio microestructural.

Las muestras sometidas a pruebas de carga estática ( $n=30$ ) y las muestras intactas de referencia ( $n=6$ ) fueron seccionadas longitudinalmente con el objetivo de analizar el fallo ocurrido en los especímenes ensayados y realizar comparaciones entre estos y los especímenes sin cargar bajo el microscopio óptico y electrónico de barrido.

#### 5.6.2.1 Preparación de los especímenes.

Para seccionar las muestras se utilizó una máquina de corte de regulación micrométrica con refrigeración incorporada y discos de diamante (Figura 27), con el fin de efectuar una sección de manera precisa y evitar dañar los especímenes.



Figura 27: Máquina de corte (Micromet, Remet, Italy) y discos de diamante utilizados.

El corte longitudinal fue realizado a lo largo de cada espécimen desde el centro de la cúspide vestiblar al centro de la cúspide palatina, de tal manera que cada muestra quedaba dividida en dos mitades simétricas. Una vez retirados los restos de resina acrílica epóxica que cubría los implantes de cada muestra, se utilizó una nueva resina, únicamente para posicionar cada muestra en el microscopio. En esta ocasión se decidió utilizar una resina transparente termoplástica y una máquina de prensado, ilustradas en la Figura 28.



Figura 28: Resina termoplástica de Tecmicro, S.A. y máquina de prensado Remet Evolution utilizadas.

Antes de proceder al estudio en el microscopio de cada espécimen seccionado, tuvo lugar el pulido de las muestras en una máquina específica (Struers Rotopol-22), ilustrada en la Figura 29. En una primera fase de pulido se utilizaron discos de carburo de silicio de 26 y 18 micrómetros, durante 10 y 20 minutos respectivamente, bajo irrigación constante con agua. El pulido final se realizó añadiendo una solución de sílice coloidal (de 0.06 micrómetros de tamaño de grano) sobre discos de terciopelo sintético durante 10 minutos. Una vez concluido este proceso, se limpió la superficie de cada espécimen con acetona diluida en agua destilada (en proporción 1:3) y se secó cuidadosamente con una pistola de aire.



Figura 29: Máquina de pulido Struers Rotopol-22, discos de carburo de silicio y botes de sílice coloidal utilizados para el pulido de las muestras.

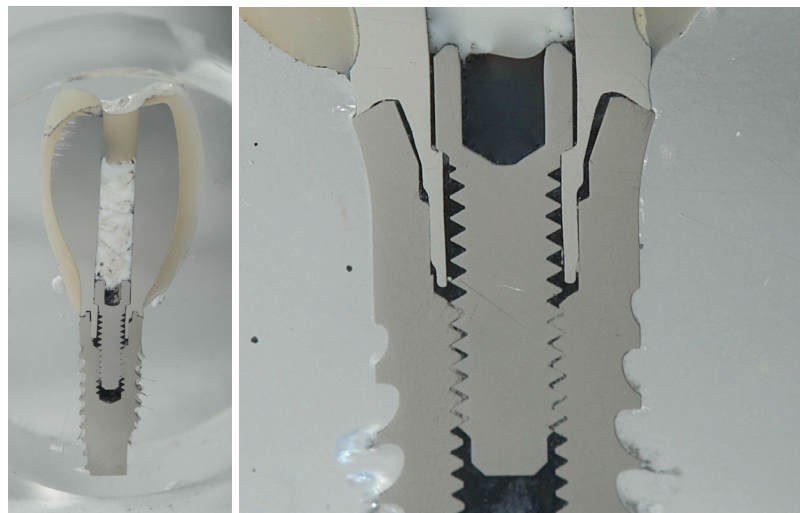


Figura 30: Imágenes realizadas mediante microscopía óptica de los especímenes preparados para su estudio microestructural.

#### 5.6.2.2 Observación de las muestras al microscopio óptico y electrónico de barrido.

Por un lado, las muestras procedentes de los ensayos completados de carga estática y las muestras intactas, todas ellas seccionadas, embebidas en resina acrílica termoplástica y pulidas (tal y como se muestra en la Figura 30), son introducidas para su estudio en el microscopio electrónico de barrido que se ilustra en la siguiente Figura 31. Por otro lado, las diferentes partes de los especímenes que han sufrido fallos durante los test de carga dinámica son estabilizados y analizados también por microscopía electrónica de barrido.





Figura 31: Microscopio electrónico de barrido: SEM Phenom™ G2 pro SEM 5 Kv, Eindhoven, Holland.

### **5.7 Análisis estadístico de los datos obtenidos tras ensayos de carga estática.**

Los datos obtenidos fueron recogidos en tablas Excel (Excel 2011 for Mac, Microsoft Corporation, Redmond WA, USA) y estudiados numéricamente. El análisis estadístico de los datos fue llevado a cabo con el programa SPSS 20.0 para Windows IBM Corporation, Armonk, NY, USA). Se comenzó realizando estadísticos descriptivos incluyendo medidas de tendencia central (media y mediana), medidas de variabilidad o dispersión (rango, varianza, desviación estándar y el valor mínimo y máximo de las variables) y de forma de la distribución fue descrita mediante el coeficiente de Kurtosis y de asimetría. También, el análisis estadístico descriptivo incluyó el intervalo de confianza de la media al 95% y el error estándar. Todos los grupos de datos numéricos fueron gráficamente representados mediante box plot.





Tras la confirmación del cumplimiento de los principios de normalidad con las pruebas de Kolmogorov Smirnov y Shapiro Wilks ( $p > 0.05$ ), los resultados obtenidos de ensayos de carga estática fueron comparados entre los diferentes grupos de altura de corona con el Test de Anova con dos factores de interacción y el test post hoc de Tukey

Los resultados obtenidos en función del tipo de plataforma fueron analizados de forma estadística con el test de Student para muestras independientes. Un P-valor  $< 0.05$  fue considerado como estadísticamente significativo en todos los test con un intervalo de confianza del 95%.

En el caso de los ensayos de fatiga cíclica, los datos se reportaron de forma descriptiva.



## 6 Resultados.



## **6.1 Consideraciones previas.**

La presentación de los resultados se expondrá estructurada de la siguiente manera:

- **Estudio de resistencia al fallo frente a cargas estáticas.** En este apartado se expondrán los valores de capacidad de carga en términos de fuerza máxima soportada por cada espécimen. A continuación, se mostrarán los resultados del análisis estadístico descriptivo e inferencial de cada grupo de implantes y de cada subgrupo de altura de corona. Seguidamente, se reportarán las gráficas de carga-desplazamiento, explicando el comportamiento mecánico de cada uno de los subgrupos de restauraciones estudiadas. Además, se realizará un examen fractográfico de las muestras que comenzará presentando los efectos de la aplicación de fuerzas de naturaleza estática a nivel macroscópico y microscópico, comparando en este apartado los especímenes intactos con aquellos sometidos a cargas de naturaleza estática.

- **Estudio del comportamiento de los especímenes ante cargas cíclicas de fatiga.** En este apartado se expondrán los resultados correspondientes al análisis de la vida a fatiga de cada espécimen, representada como carga máxima aplicada frente a número de ciclos hasta el fallo catastrófico (curvas S/N) y de forma numérica (límite da fatiga). A continuación, se mostrarán los fallos producidos y, por último, tendrá lugar el estudio de las superficies de fractura. La fractografía comenzará con la exposición de los resultados del análisis macroestructural y concluirá con el análisis microestructural de los especímenes.



## 6.2 Resultados del estudio de resistencia a la fractura ante cargas estáticas.

### 6.2.1 Capacidad de carga.

En las siguientes tablas (Tablas 10 y 11) se resumen los valores en términos de fuerza máxima ( $F_{MAX}$ , N) de cada espécimen y las medias correspondientes a cada subgrupo. Puede observarse como los subgrupos BL12 y TL10 poseen la mayor capacidad de carga registrada. Sin embargo, los especímenes de los subgrupos TL15 y BL17 son los que menor capacidad de carga presentan.

ESPECÍMENES (N=15)	RESULTADOS ( $F_{MAX}$ , N)	MEDIAS
BL7.1	992	
BL7.2	1071	
BL7.3	1517	
BL7.4	1073	
BL7.5	1161	
		1162
BL12.1	1426	
BL12.2	2005	
BL12.3	1300	
BL12.4	1310	
BL12.5	1987	
		1650
BL17.1	890	
BL17.2	536	
BL17.3	555	
BL17.4	650	
BL17.5	877	
		701

Tabla 10: Valores de capacidad de carga de los especímenes del grupo BL.



ESPECÍMENES (N=15)	RESULTADOS ( $F_{MAX}$ , N)	MEDIAS
TL5.1	998	1425
TL5.2	1364	
TL5.3	1823	
TL5.4	1386	
TL5.5	1556	
TL10.2	1450	1426
TL10.2	1210	
TL10.3	1843	
TL10.4	1198	
TL10.5	1431	
TL15.1	985	686,5
TL15.2	784	
TL15.3	578	
TL15.4	576	
TL15.5	808	

Tabla 11: Valores de capacidad de carga de los especímenes del grupo TL.

## 6.2.2 Análisis descriptivo y estadística inferencial de capacidad de carga.

Las medias, las desviaciones estándar y valores obtenidos para intervalos de confianza del 95% se resumen en las tablas 12 y 13.

GRUPO	MEDIA (N)	DESVIACIÓN ESTÁNDAR (N)	INTERVALO DE CONFIANZA 95%	
			MIN	MAX
BL7	1162	206	905	1419
BL12	1650	359	1158	2052
BL17	701	171	488	914

Tabla 12 : Valores correspondientes a las medias, desviación estándar e intervalo de confianza al 95% de los especímenes correspondientes al grupo BL.

GRUPO	MEDIA (N)	DESVIACIÓN ESTÁNDAR (N)	INTERVALO DE CONFIANZA 95%	
			MIN	MAX
TL5	1425	301	1051	1799
TL10	1426	261	1101	1750
TL15	746	172	531	960

Tabla 13: Valores correspondientes a las medias, desviación estándar e intervalo de confianza al 95% de los especímenes del grupo TL.

Las medias, las desviaciones estándar y valores obtenidos para intervalos de confianza del 95% se representa en la Figura 32.

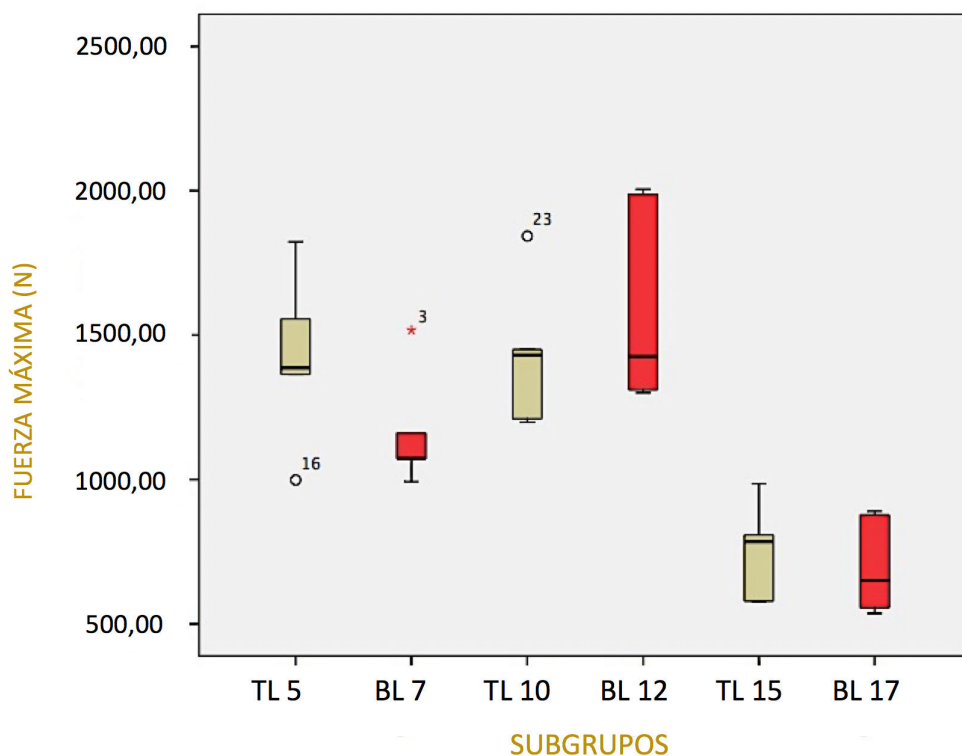


Figura 32: Gráfica de diagramas de caja (boxplot) para la variable fuerza máxima de los grupos TL (verde) y BL (rojo).

El análisis estadístico con el test de la t de Student para variables independientes reveló que no existían diferencias estadísticamente significativas en la capacidad de carga entre ambos grupos de diseño de plataformas implantarias ( $p=0.651$ ) con un nivel de confianza del 95% cuando NO se tenían en cuenta los subgrupos por altura de corona.

Sin embargo, el análisis estadístico reveló que si existían diferencias estadísticamente significativas en la capacidad de carga entre algunos de los subgrupos de altura de corona con un nivel de confianza del 95%. Como se observa a continuación (Tabla 14).

ALTURA DE CORONA	5mm (TL5)	7mm (BL7)	10mm (TL10)	12mm (BL12)	15mm (TL15)	17mm (BL17)
5mm (TL5)	-	0,590	1,000	0,870	<b>0,004</b>	<b>0,002</b>
7mm (BL7)	0,590	-	0,586	0,103	0,141	0,082
10mm (TL10)	1,000	0,586	-	0,872	<b>0,004</b>	<b>0,002</b>
12mm (BL12)	0,870	0,103	0,872	-	0,000	0,000
15mm (TL15)	<b>0,004</b>	0,141	<b>0,004</b>	0,000	-	1,000
17mm (BL17)	<b>0,002</b>	0,082	<b>0,002</b>	0,000	1,000	-

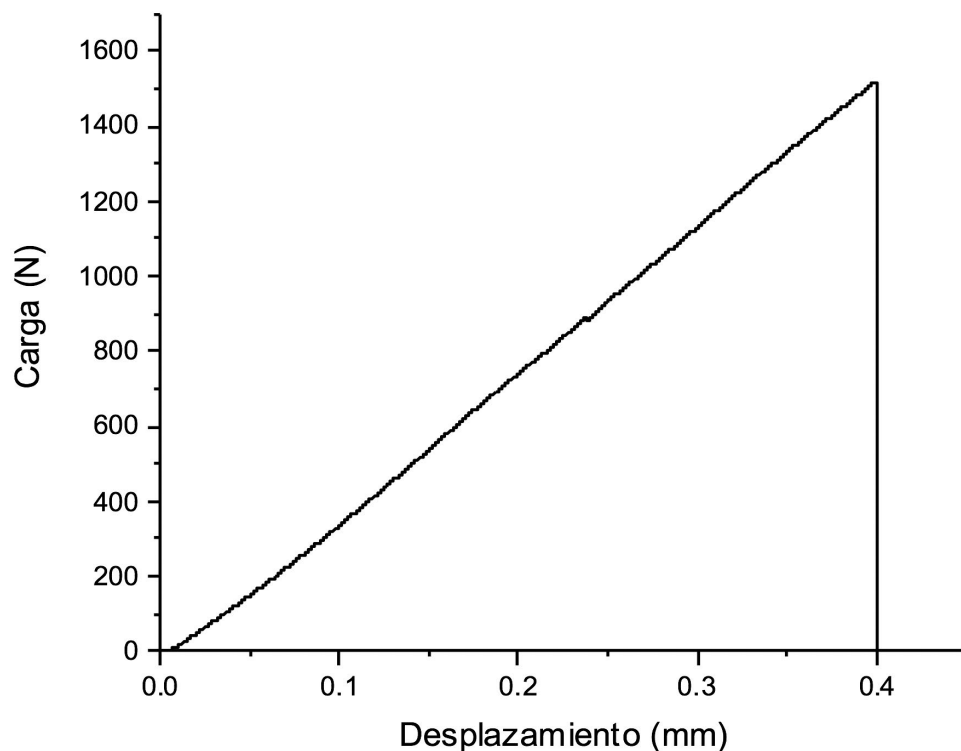
Tabla 14: Análisis estadístico con el Test de Anova con dos factores de interacción y el test post hoc de Tukey.

### 6.2.3 Curvas de carga-desplazamiento.

La aplicación informática Trapezium X Software, permitió generar una gráfica de carga-desplazamiento de cada espécimen con la que se pudo analizar el comportamiento mecánico de cada tipo de restauración.

#### 6.2.3.1 Subgrupos BL7 y TL5.

En la gráfica de ambos subgrupos, expuesta en la Figura 33, se observa un tramo recto en el que las deformaciones producidas son proporcionales a las tensiones aplicadas hasta un punto donde dicha proporcionalidad se pierde y prácticamente a continuación, tiene lugar la rotura o fallo catastrófico del espécimen. Ambos grupos presentan un comportamiento elástico, pero no plástico. La representación gráfica en ambos grupos termina poco después o casi coincidentemente con el límite proporcional. Este comportamiento es típico de materiales rígidos y frágiles como las cerámicas dentales. La deformación máxima sucede alrededor de los 0,4mm.





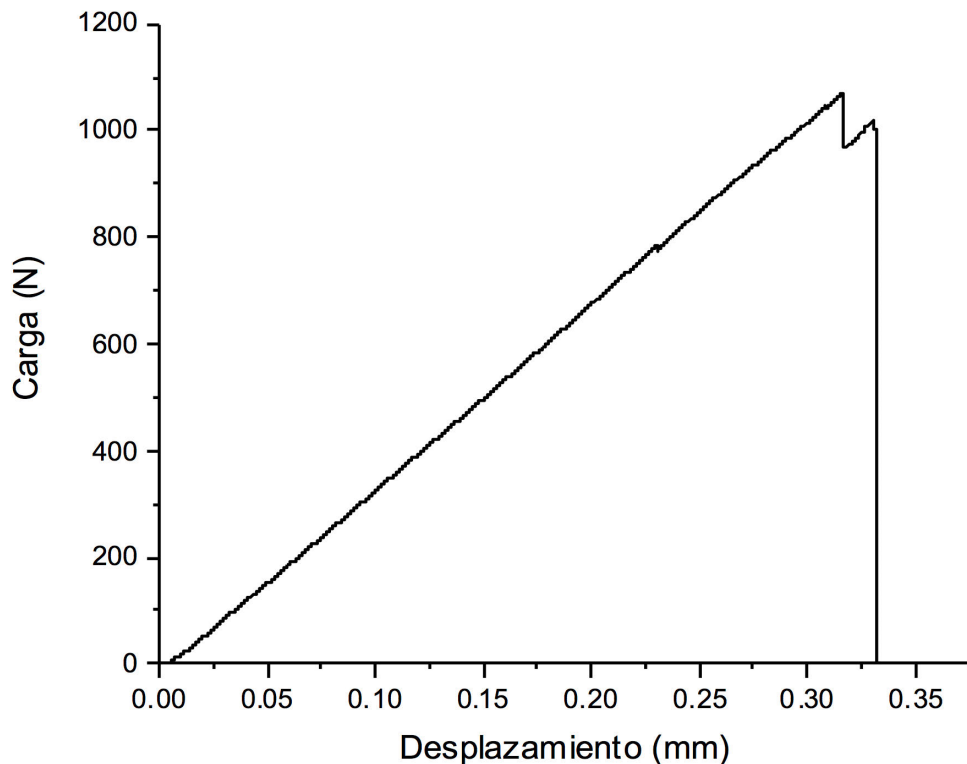


Figura 33: Gráficas de carga-desplazamiento de un espécimen representativo perteneciente al grupo TL5 y BL7 respectivamente.

#### 6.2.3.2 Subgrupos BL17 y TL15.

El comportamiento mecánico de estos subgrupos se distingue notablemente de los anteriores y difiere entre ellos. A diferencia de lo observado en las gráficas correspondientes a los subgrupos TL5 y BL7, en las representaciones pertenecientes a los subgrupos TL15 y BL17 se observa un tramo curvo. Esto se traduce en una pérdida de proporcionalidad entre las cargas aplicadas y las deformaciones producidas, debido a la existencia de un cierto comportamiento plástico de los distintos materiales que marca el comportamiento mecánico de los especímenes en ambos casos.



En las gráficas de las muestras pertenecientes al subgrupo BL17 (Figura 34), se observa un tramo curvo mucho más amplio que el que tiene lugar en el TL15 (Figura 34) y la fractura no llega a producirse salvo en uno de los especímenes. En este caso, el material que marca el comportamiento mecánico del complejo implante-corona, es el material de la aleación de titanio (Ti-6Al-4V) a base del cual está realizado el tornillo de fijación que une la restauración al implante. Éste es capaz de absorber parte de la carga aplicada y sufrir una gran deformación plástica sin llegar a fracturarse.

En las gráficas obtenidas tras la aplicación de cargas sobre los especímenes que forman el subgrupo TL15 (Figura 34), se observa que al final del tramo curvo tiene lugar la fractura de la muestra. Los puntos correspondientes a la resistencia final y el momento en el que tiene lugar la fractura están próximos, pero se encuentran más alejados del límite elástico o proporcional que en los grupos TL5 y BL7. Esta representación es típica de algunas aleaciones. Se corresponde con el comportamiento mecánico de un material más plástico y flexible que el de los subgrupos BL7 y TL5, pero menos que el BL17. Podría ser compatible con la aleación a base de cromo cobalto que conforma la estructura metálica de la restauración.

La deformación máxima alcanzada en el grupo TL15 se encuentra cercana a un milímetro, mientras que en los especímenes del grupo BL17 ronda el milímetro y medio.

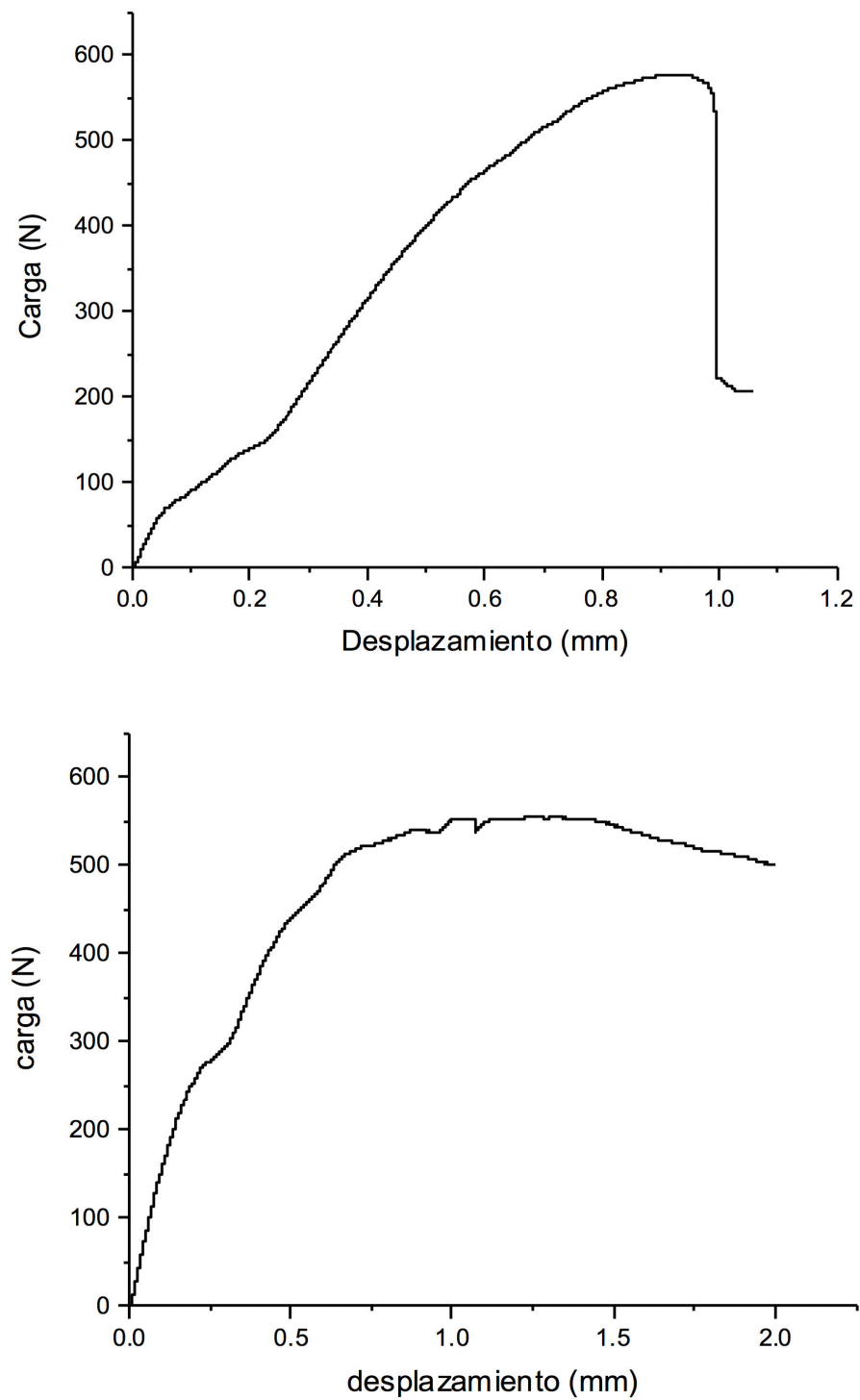
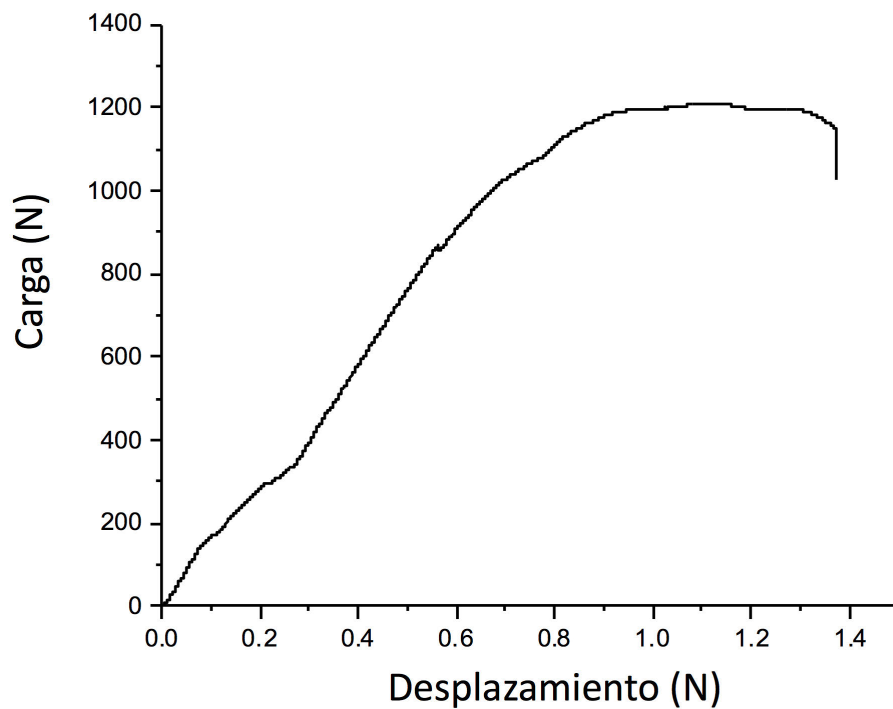


Figura 34: Curvas de carga-desplazamiento de los grupos TL15 (arriba) y BL17 (abajo).

### 6.2.3.3 Subgrupos BL12 y TL10.

El comportamiento mecánico del subgrupo BL12 es similar al comportamiento mecánico del subgrupo BL17 y el TL10 parecido al del TL15 como puede observarse en la Figura 35. En ambos grupos existe una cierta deformación proporcional a la fuerza aplicada pero posteriormente el comportamiento cambia. Mientras que en el subgrupo BL12 se distingue una amplia deformación plástica sin alcanzarse el fallo catastrófico de ningún espécimen, en el grupo TL10 si tiene lugar.



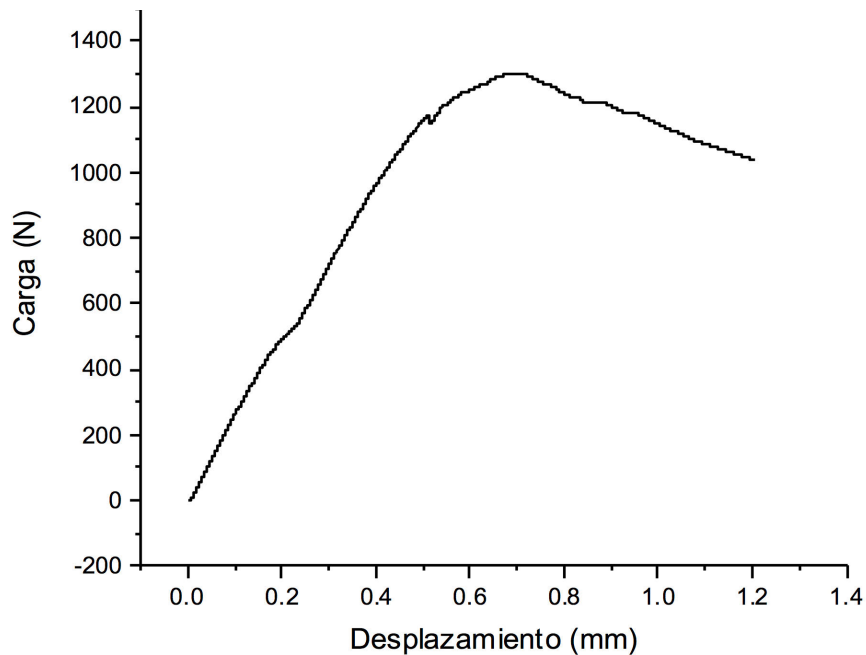


Figura 35: Gráficas de carga-desplazamiento de los grupos TL10 y BL12 respectivamente.

#### 6.2.4 Análisis macroestructural.

##### 6.2.4.1 Diferencias encontradas en función de la altura de corona.

###### ▪ Subrupos TL5 y BL7.

Según revela en análisis macroscópico de estos subgrupos de muestras ensayadas, aparentemente los fallos más severos tienen lugar a nivel de la corona como se puede observar en la Figura 36. El desprendimiento de parte de la cerámica de recubrimiento del núcleo metálico con la aplicación de cargas, parece el fallo en estos grupos de muestras, independientemente del tipo de plataforma implantaria. De esta manera, puede observarse parte de la cofia metálica expuesta y múltiples líneas de fractura que se extienden por prácticamente la totalidad de las restauraciones. Se aprecian también ligeras deformaciones en la zona correspondiente a la unión entre la corona y el implante. No existe movilidad entre ambas partes.

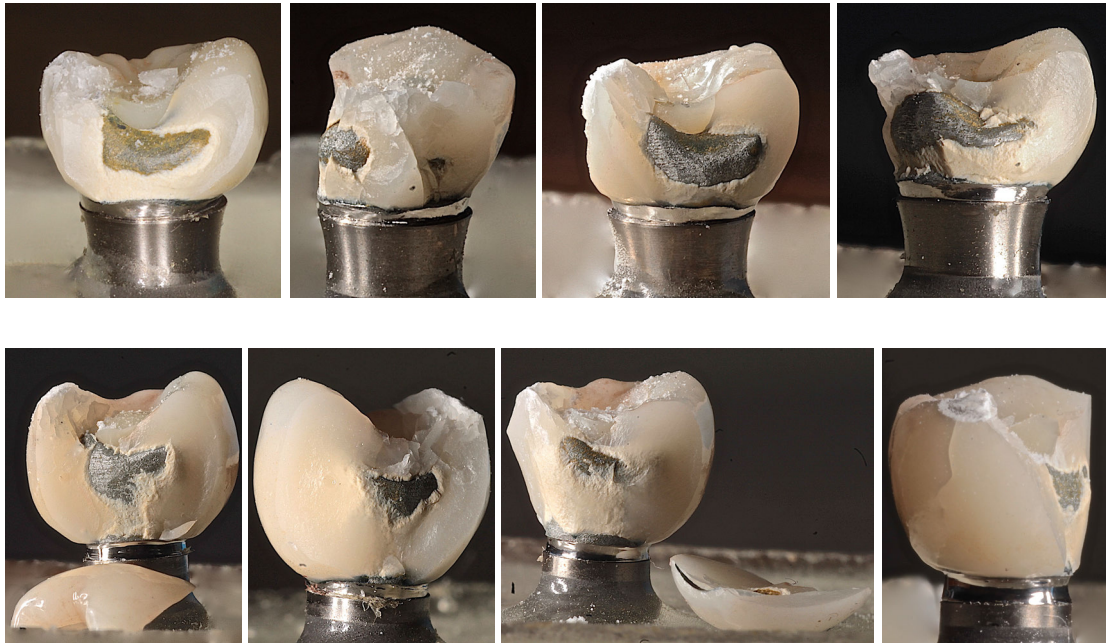


Figura 36: Análisis macroestructural de los especímenes correspondientes a los subgrupos TL5 (imágenes de la parte superior) y BL7 (imágenes de la parte inferior) sometidos a pruebas de carga estática. Se observa la fractura de la cerámica de recubrimiento en ambos subgrupos, dejando expuesta la cofia metálica subyacente. También se aprecian múltiples líneas de fractura que se extienden por la totalidad de las restauraciones.

- Subgrupos TL15 y BL17.

El fallo catastrófico acontecido en estos especímenes, tal y como se observa en la Figura 37, tiene lugar a nivel de la conexión entre el implante y la corona. El análisis macroscópico a este nivel revela la existencia de dos regiones claramente diferenciadas por el tipo de deformación encontrada. El lado del espécimen que recibió las fuerzas de compresión se encuentra achafanado o acortado. Por el contrario, el lado sometido a las fuerzas de tracción aparece elongado, observándose en muchos casos la pérdida de contacto entre la superficie del implante y de la corona. En consecuencia, la perpendicularidad del eje de la muestra se encuentra alterada en relación al plano vertical. La corona de cada espécimen permanece inclinada hacia el lado donde se aplicó la fuerza compresiva.

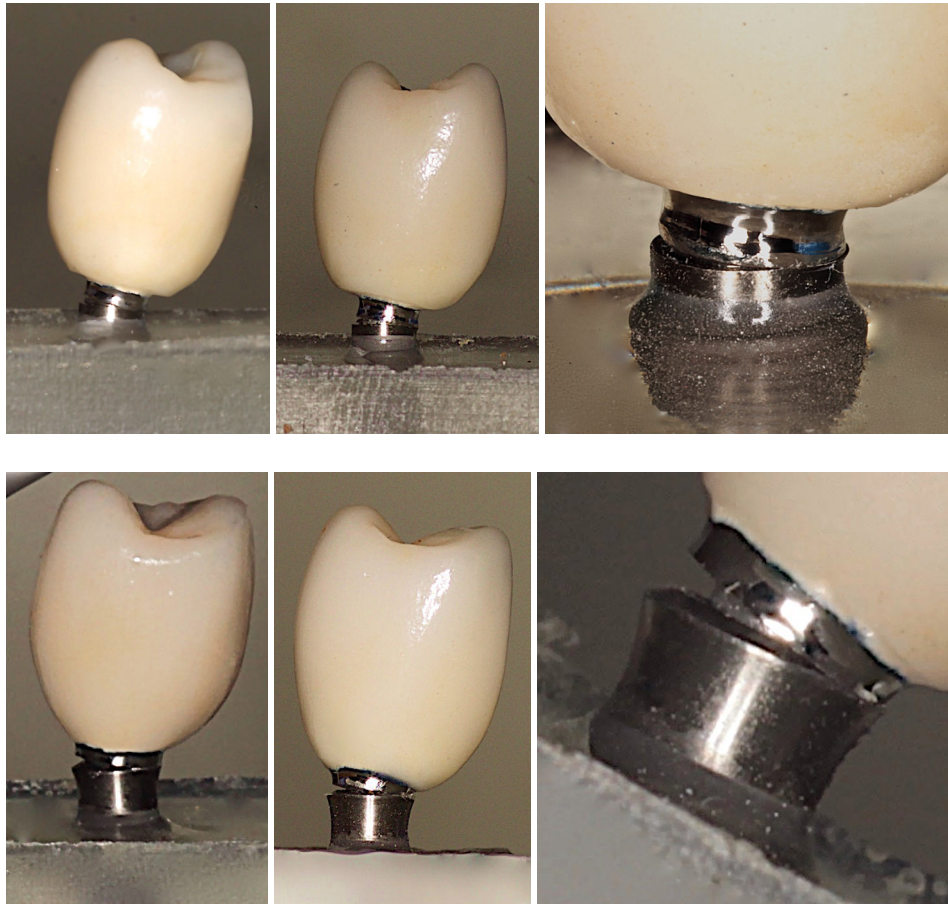


Figura 37: Análisis macroestructural de los especímenes correspondientes a los subgrupos BL17 (imágenes de la parte superior) y TL15 (imágenes de la parte inferior) sometidos a pruebas de carga estática. Se observan alteraciones en la zona correspondiente a la unión entre el implante y la restauración y la pérdida de la perpendicularidad del eje de las muestras en ambos grupos.

- Subgrupos TL10 y BL12.

En estos subgrupos (Figura 38) se observa una combinación de las alteraciones encontradas en los grupos TL5 y BL7 y TL15 y BL17. Se observan tanto alteraciones en la zona correspondiente a la unión entre el implante y la restauración y pérdida de la perpendicularidad del eje largo de las muestras en ambos, como fracturas de la porcelana de recubrimiento.



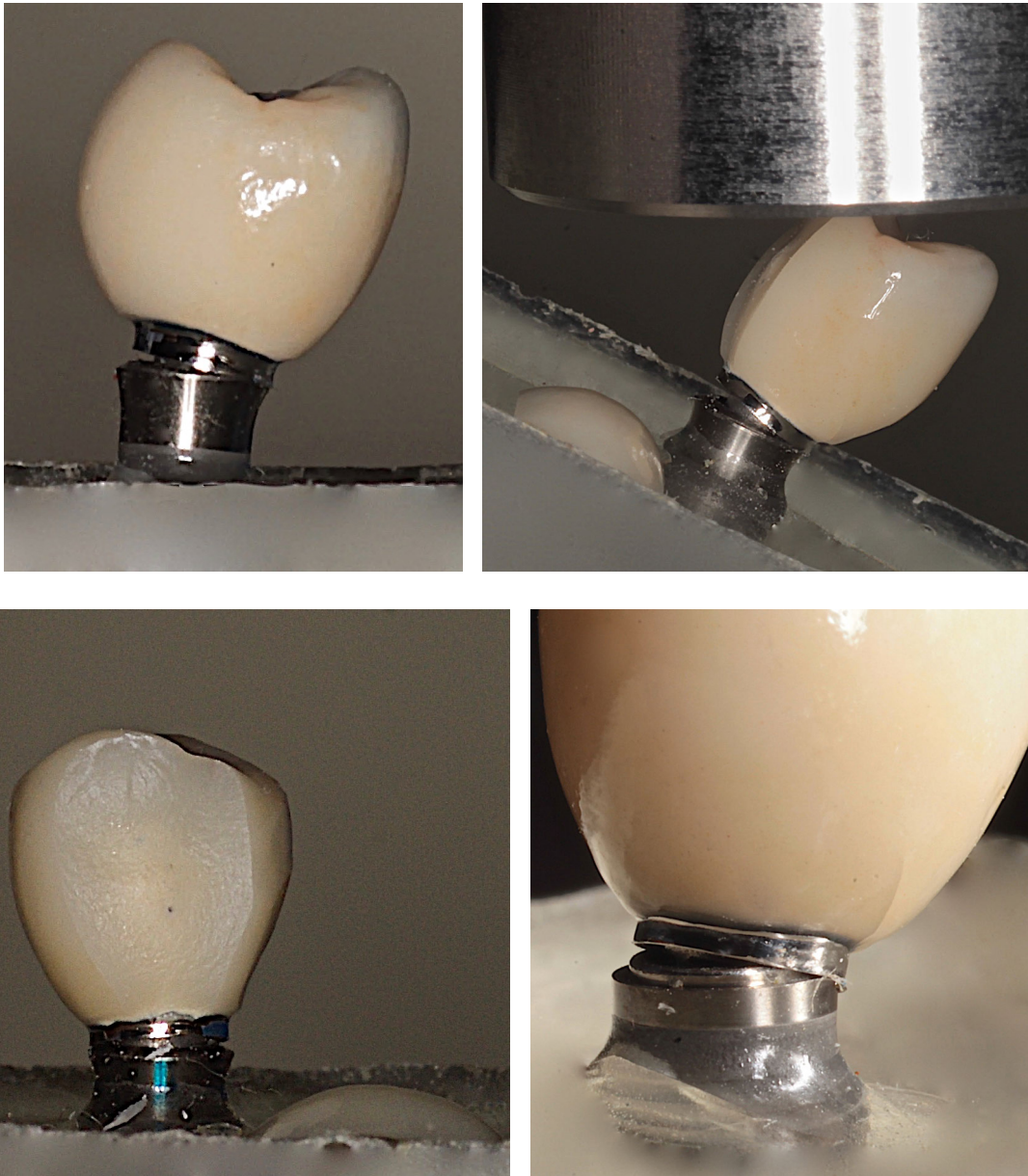


Figura 38: Análisis macroestructural de los especímenes correspondientes a los subgrupos BL12 (imágenes de la parte superior) y TL10 (imágenes de la parte inferior) sometidos a pruebas de carga estática. Se observan tanto alteraciones en la zona correspondiente a la unión entre el implante y la restauración y la pérdida de la perpendicularidad del eje largo de las muestras en ambos como fracturas de la porcelana de recubrimiento.



#### 6.2.4.2 Diferencias encontradas en función de la plataforma implantaria.

El análisis macroestructural no revela diferencias entre especímenes en función de la plataforma implantaria excepto entre algunos especímenes de los subgrupos TL15 y BL17, aquellos que se encuentran completamente fracturados. El fallo catastrófico es totalmente diferente en ambos subgrupos, como puede apreciarse en la figura 39. En las muestras formada por los implantes TL15 se distingue una fractura de la estructura interna de la corona en la zona de unión con el implante, quedando intacto el tornillo en la fijación. En el espécimen del subgrupo BL17 la fractura es a nivel del tornillo, estando intacta la corona.

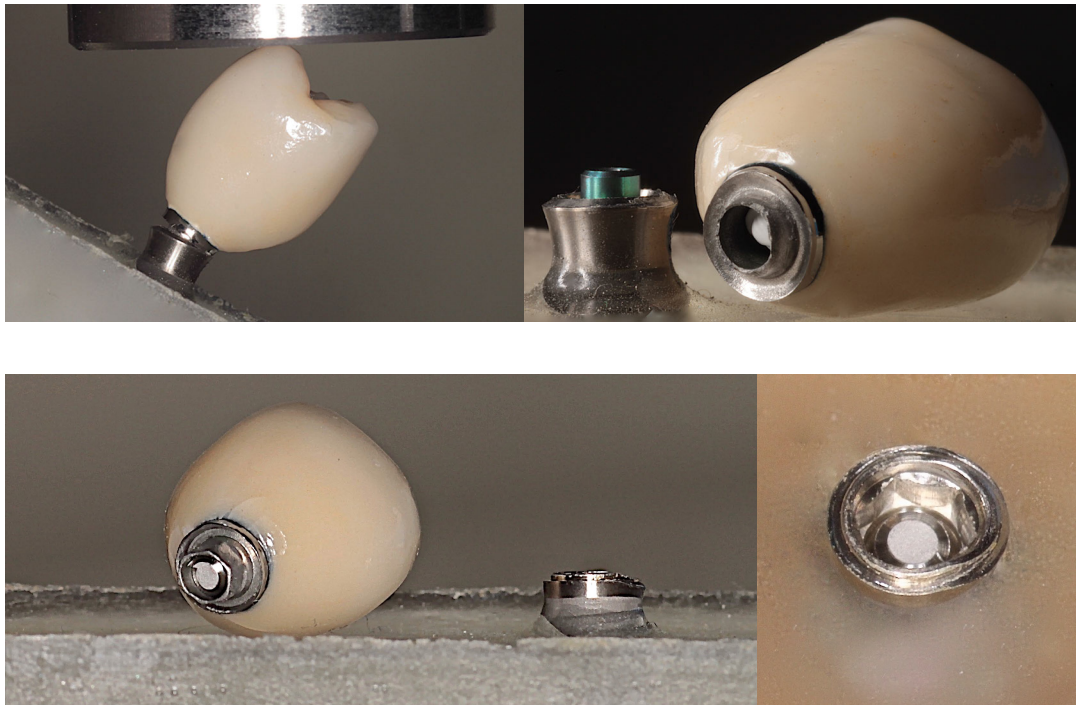


Figura 39: Análisis macroestructural de los dos especímenes totalmente fracturados. En la parte superior se observa la fractura de la estructura interna de la corona en un espécimen del subgrupo TL15 y en la parte inferior la fractura del tornillo en una muestra correspondiente al subgrupo BL17.

## 6.2.5 Estudio microestructural.

### 6.2.5.1 Comparación entre especímenes cargados y no cargados.

#### ▪ Subgrupos BL7 y TL5.

No se aprecia ningún fallo interno en los especímenes de este grupo como puede comprobarse en la Figura 40. Tampoco se observan diferencias significativas entre estos especímenes con las muestras no cargadas.

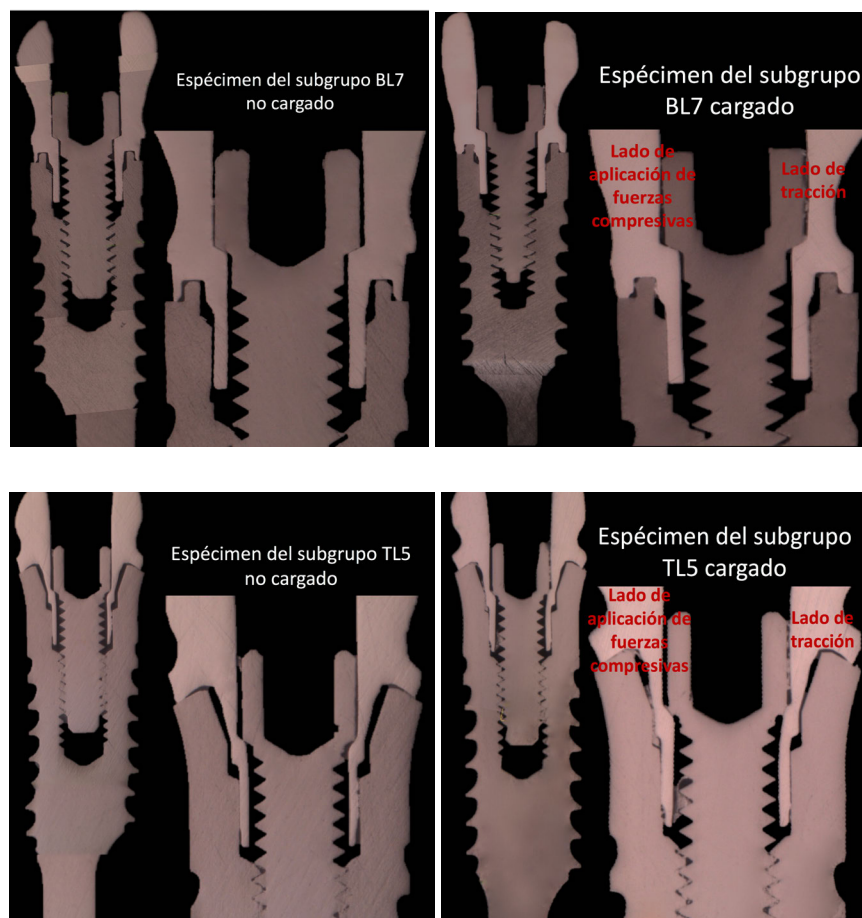


Figura 40: Imágenes de los especímenes seccionados y observados en el microscopio óptico. No se observan diferencias entre especímenes de los subgrupos BL7 (imágenes de la parte superior) y TL5 (imágenes de la parte inferior) cargados(imágenes de la deraecha) e intactos (imágenes de la izquierda) a nivel interno.



- Subgrupos TL15 y BL17.

En los especímenes seccionados y no cargados de referencia se observa el contacto de las piezas entre sí en varios niveles. Sin embargo, en las piezas cargadas el sellado se ha perdido y se distinguen espacios entre la superficie del implante y la de la restauración. Como consecuencia de la aplicación de cargas compresivas continuas y ascendentes, se produce un aplastamiento de ambas partes en el lado de compresión y la pérdida de contacto en el lado opuesto por la tracción resultante a este nivel. La pérdida de contacto en ambos lados se observa en los especímenes en los que se ha fracturado el tornillo de fijación o como consecuencia de la fractura de la estructura metálica de cobalto-cromo de la corona.

En caso del subgrupo BL17, la aplicación de cargas produce la fractura de la cabeza del tornillo de los implantes Premium Straight. En este grupo de muestras parece que el tornillo de fijación absorbe toda la tensión aplicada hasta la fractura. El tornillo se flexiona hacia el lado de la carga como hace la corona y su cabeza parece presionar contra una porción de la estructura metálica de cobalto-cromo que se encuentra justo por encima del cuello del implante. La porción apical del mismo parece presionar la pared interna y contraria del implante. Como consecuencia, las paredes internas de los implantes en la zona que alberga el tornillo parecen distanciarse ligeramente y poco después tiene lugar la fractura del tornillo. Todos estos acontecimientos quedan reflejados en las micrografías de microscopía óptica de la figura 41. En las imágenes de microscopía electrónica de barrido correspondientes a las Figuras 42 y 43 se observan dos fracturas del tornillo de fijación en diferente estadio de formación.

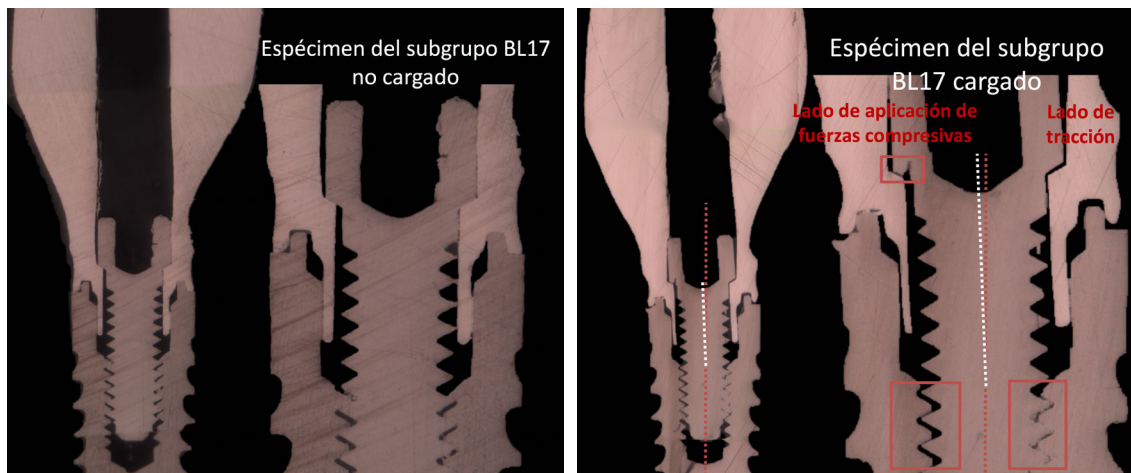


Figura 41: Imágenes de un espécimen del subgrupo BL17 seccionado y observado en el microscopio óptico. Se observa una cierta flexión a nivel del tornillo de fijación, un pequeño aumento en la distancia existente entre las espiras del mismo y las paredes internas del implante y el inicio de una fractura en la cabeza del tornillo de fijación.

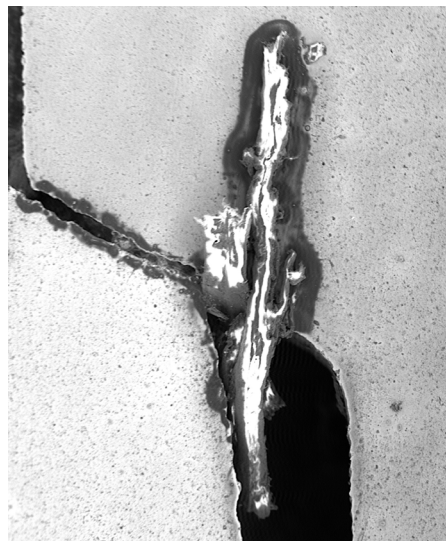


Figura 42: Detalle de la formación de la fractura del tornillo de ese espécimen, observada en el microscopio electrónico. La dirección en este estadio inicial es perpendicular a la dirección de aplicación de la carga y tiene lugar en la parte más fina del tornillo, zona que coincide con una de las partes más gruesas de la estructura metálica de la corona.



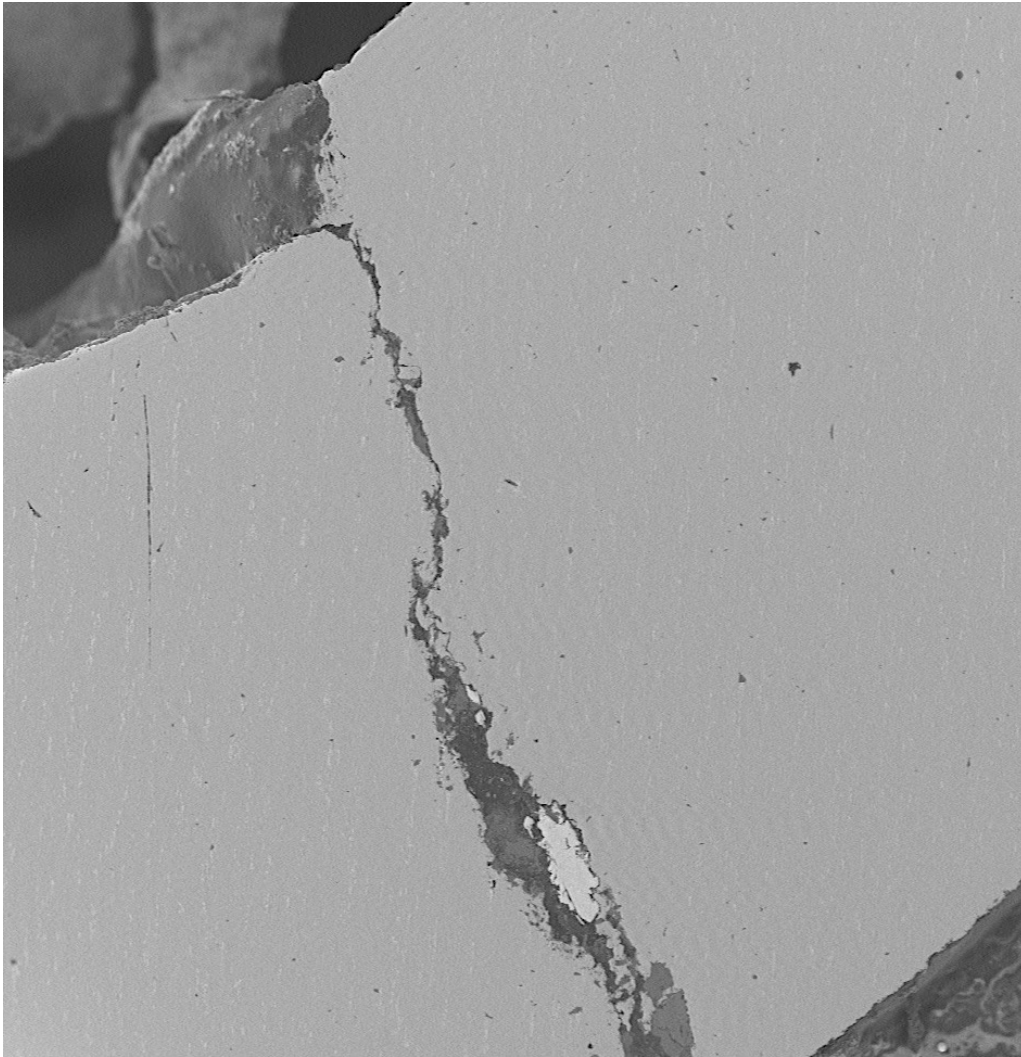


Figura 43: Microscopía electrónica de otra fractura de tornillo ocurrida en otro espécimen del subgrupo BL17. Se trata de una fractura completa a nivel de la cabeza del tornillo en una zona próxima a la anterior.

En el caso del subgrupo TL15, representado en las figuras 44, 45 y 46, la fractura tiene lugar en el fragmento del núcleo metálico de la restauración que se introduce a nivel del implante Premium TG.

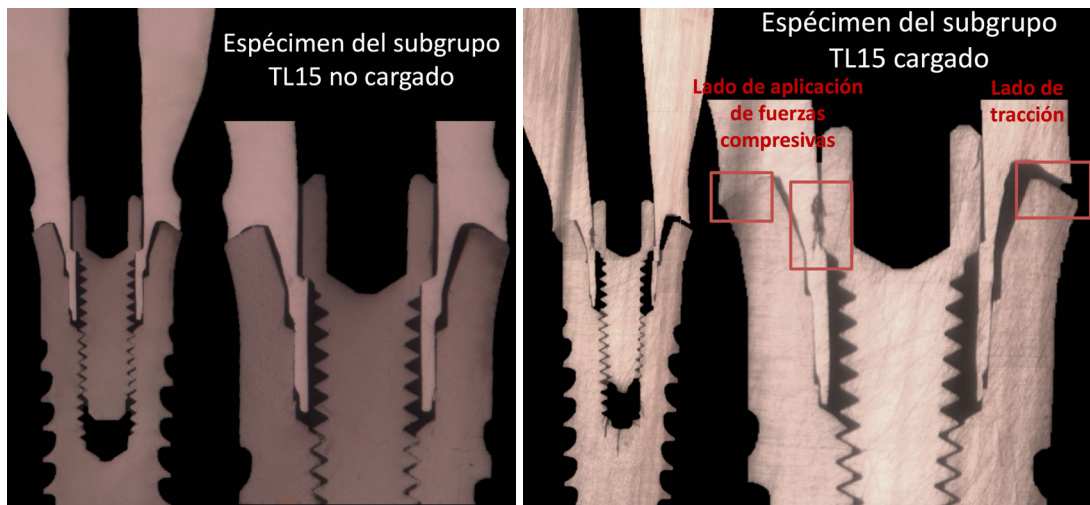


Figura 44: Imágenes de dos especímenes del subgrupo TL15, uno intacto (imagen de la izquierda) y otro tras el ensayo de carga estática (derecha) observados en el microscopio óptico. Se observa una compresión de las partes del mismo en el lado de carga y la pérdida de contacto entre las mismas en el lado de tracción. Además, puede observarse un inicio de fractura en la parte de la estructura metálica de la corona que se introduce en el interior del implante.

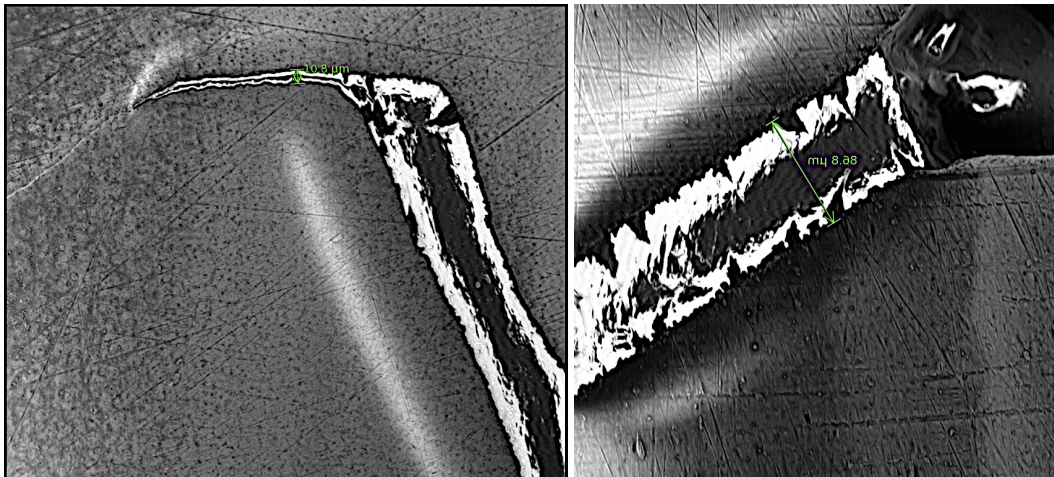


Figura 45: Imágenes correspondientes a la zona de compresión (izquierda) y de tracción (derecha) del mismo espécimen, observado en el microscopio electrónico.

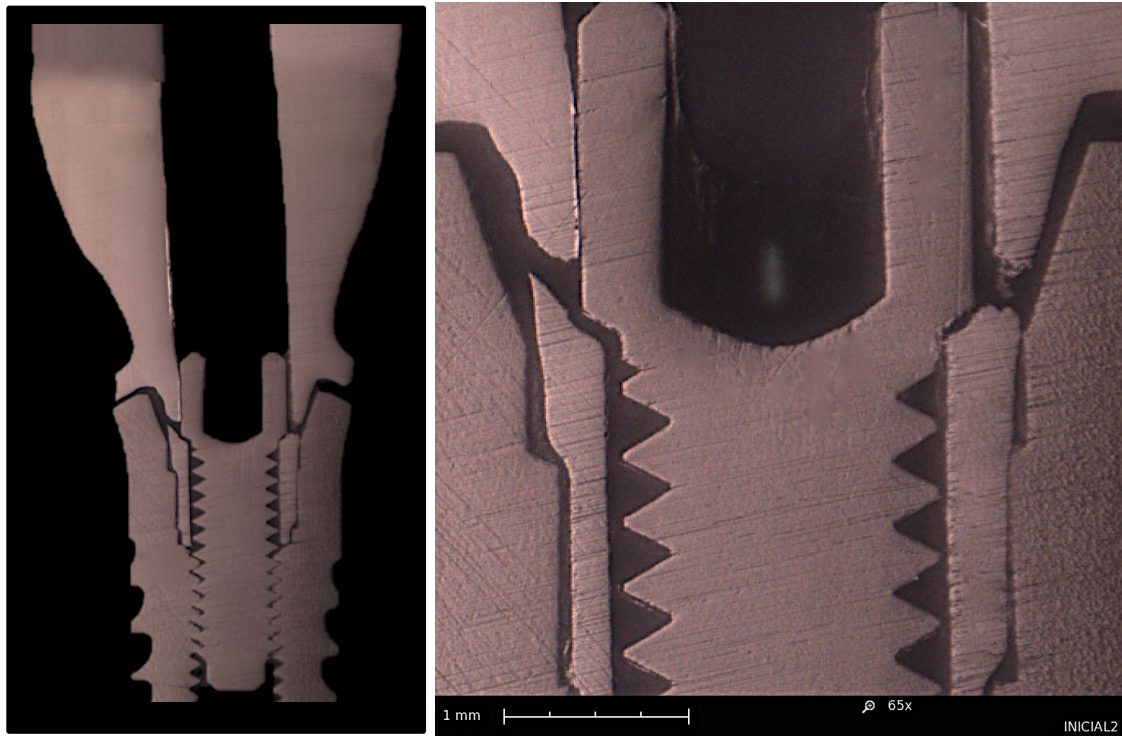


Figura 46: imágenes obtenidas mediante el microscopio electrónico pertenecientes a otro espécimen del grupo TL15. En este caso, se observa una fractura completa de la estructura de cromo cobalto de la restauración, tanto en el lado de aplicación de cargas compresivas como en el lado de tracción.



- Subgrupo BL12 y TL10.

Los mismos problemas se observaron en los grupos BL12 y TL10 en función de la plataforma estudiada, como queda reflejado en las figuras 47 y 48.

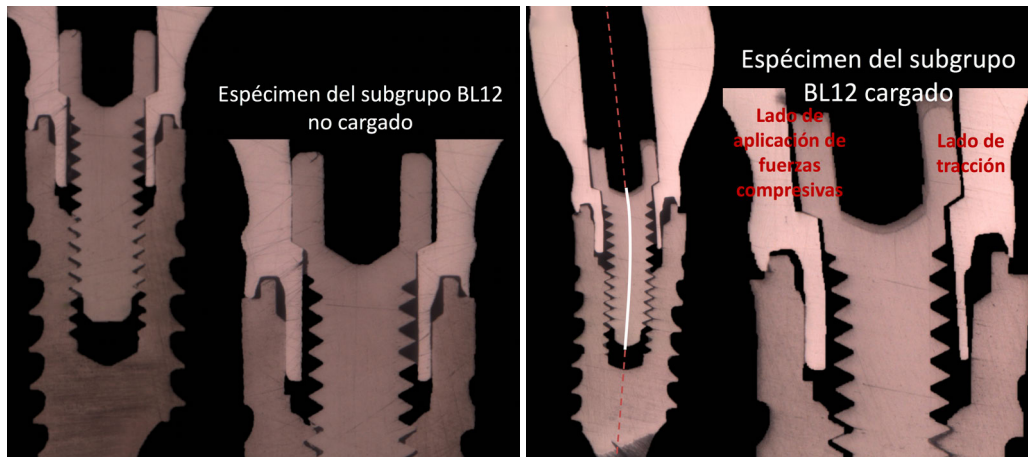


Figura 47: Micrografía óptica de un espécimen del subgrupo BL12 intacto (izquierda) y otro cargado (derecha). Se observa una cierta flexión a nivel del tornillo de fijación y la pérdida de perpendicularidad del eje largo de la restauración a causa de la inclinación del espécimen hacia el lado de compresión.

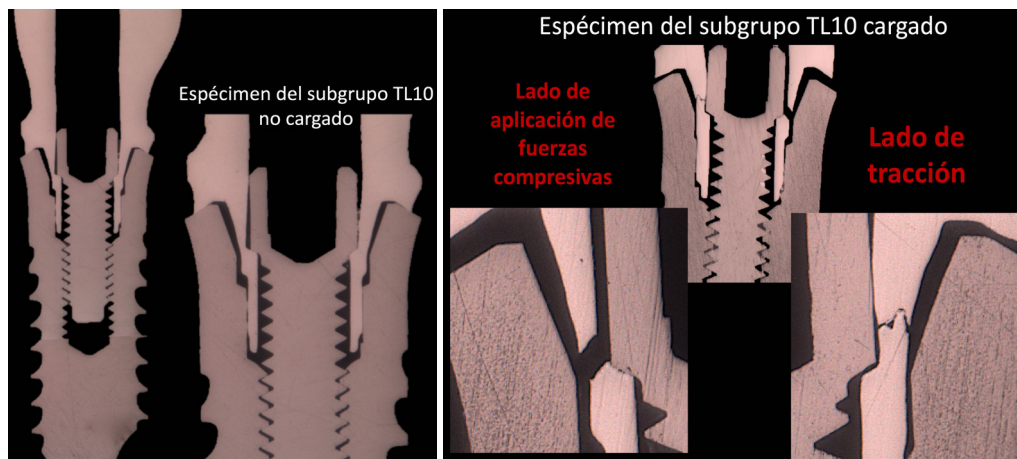
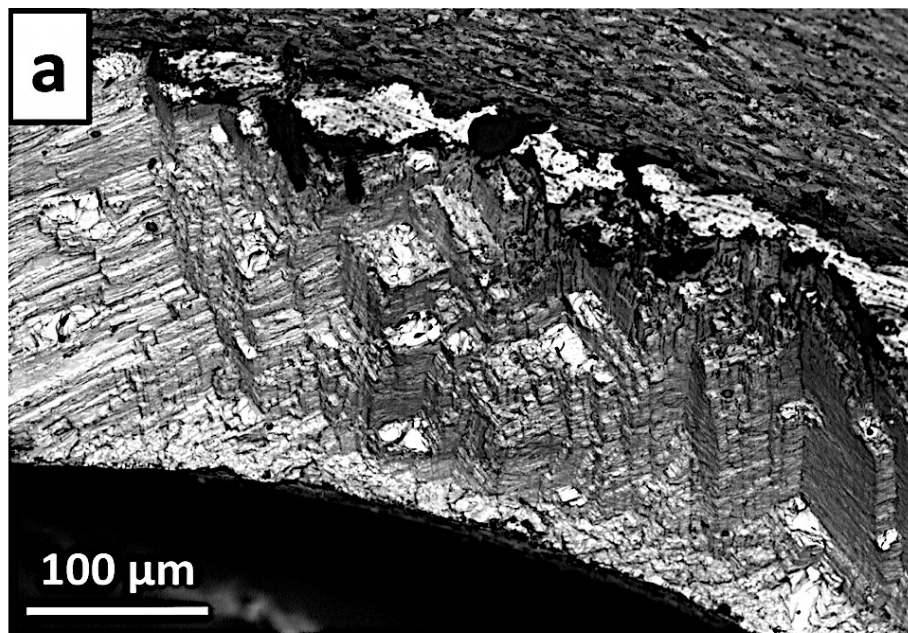


Figura 48: Imágenes de un espécimen del subgrupo TL10 intacto (izquierda) y otro seccionado (derecha), obtenidas en el microscopio óptico. Se observa la fractura completa del espécimen a nivel de la estructura interna de cromo cobalto de la restauración en ambos lados.



En el caso de las estructuras metálicas de cobalto-cromo se observan fracturas dúctiles en los lados de compresión y fracturas frágiles en los lados de tracción. El fragmento de cobalto-cromo correspondiente a la zona de tracción de la corona, muestra gran cantidad de irregularidades como se aprecia en la micrografía electrónica de barrido de la figura 49a. Se distinguen profundos defectos en las zonas más profundas y regiones con alargadas estructuras columnares en las más superficiales. La transición entre ambas zonas es gradual. En el lado de compresión (Figura 49b) se distingue un tipo de fractura relativamente dúctil. Se observan superficies menos abruptas, con estriaciones paralelas que adoptan un patrón radial a lo largo del plano horizontal.



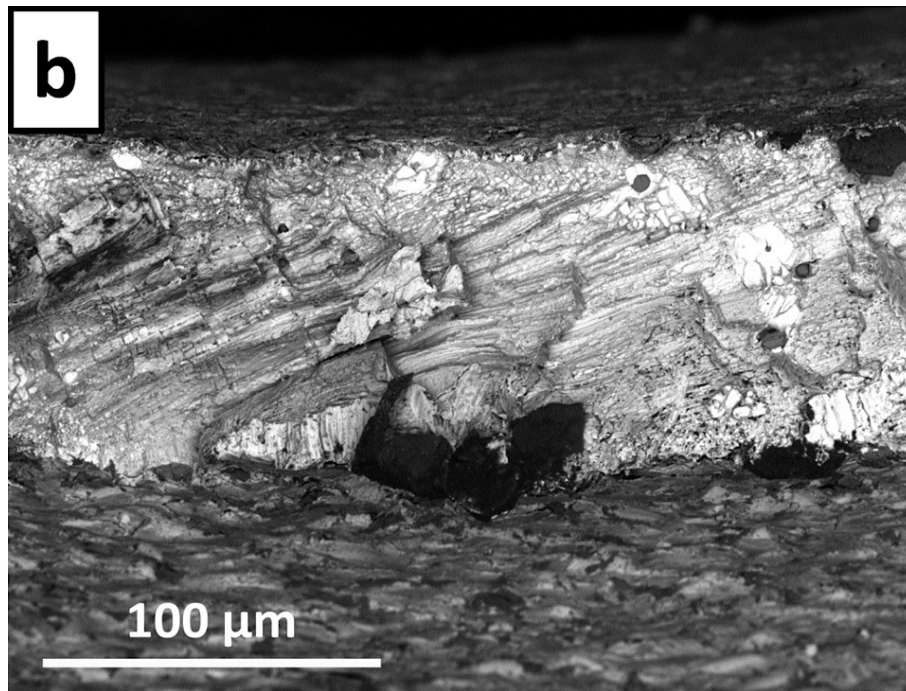


Figura 49. a) Imagen del lado de tracción obtenida del microscopio electrónico. Se observa una fractura frágil con estructuras columnares alargadas en las zonas más superficiales de este fragmento de estructura interna de cromo cobalto y grandes defectos en las zonas profundas. b) Imagen del lado de compresión obtenida en el microscopio electrónico de barrido. Se observan superficies menos abruptas, con estriaciones paralelas que adoptan un patrón radial a lo largo del plano horizontal.

### **6.3 Resultados del comportamiento mecánico en condiciones de fatiga.**

#### **6.3.1 Vida a fatiga cíclica y límite de fatiga.**

Los valores de vida a fatiga cíclica de cada espécimen se exponen en la tabla 15. Estos valores aparecen relacionados con el fallo catastrófico acontecido durante este tipo de ensayos, que únicamente se observa en los especímenes de los subgrupos BL17, TL15 y TL10.



<i>Espécimen</i>	<i>Carga (N)</i>	<i>Ciclos</i>	<i>Tipo de fallo</i>
<b>TL15.6</b>	100	$\infty$	Ninguno
<b>TL15.6</b>	125	398.997	Fractura del tornillo y corona
<b>TL15.7</b>	100	$\infty$	Ninguno
<b>TL15.8</b>	150	70.493	Fractura del tornillo y corona
<b>TL15.9</b>	200	29.456	Fractura del tornillo y corona
<b>TL15.10</b>	250	17.371	Fractura del tornillo y corona
<b>BL17.6</b>	100	$\infty$	Ninguno
<b>BL17.6</b>	125	$\infty$	Ninguno
<b>BL17.6</b>	150	$\infty$	Ninguno
<b>BL17.6</b>	200	$\infty$	Ninguno
<b>BL17.6</b>	250	$\infty$	Ninguno
<b>BL17.6</b>	275	1.753.225	Fractura del tornillo
<b>BL17.7</b>	250	$\infty$	Ninguno
<b>BL17.8</b>	300	890.000	Fractura del tornillo
<b>BL17.9</b>	325	10.504	Fractura del tornillo
<b>BL17.10</b>	325	3.727	Fractura del tornillo
<b>TL10.6</b>	250	$\infty$	Ninguno
<b>TL10.6</b>	300	$\infty$	Ninguno
<b>TL10.6</b>	350	600.000	Fractura del tornillo y corona
<b>TL10.7</b>	300	$\infty$	Fractura del tornillo y corona
<b>TL10.8</b>	325	1.052.000	Fractura del tornillo y corona
<b>TL10.9</b>	375	114.261	Fractura del tornillo y corona
<b>TL10.10</b>	400	5324	Fractura del tornillo y corona
<b>BL12.6</b>	250	$\infty$	Ninguno
<b>BL12.7</b>	300	$\infty$	Ninguno
<b>BL12.8</b>	350	$\infty$	Ninguno
<b>BL12.9</b>	400	$\infty$	Ninguno
<b>BL12.10</b>	400	$\infty$	Ninguno
<b>TL5.6</b>	250	$\infty$	Ninguno
<b>TL5.7</b>	300	$\infty$	Ninguno
<b>TL5.8</b>	350	$\infty$	Ninguno
<b>TL5.9</b>	400	$\infty$	Ninguno
<b>TL5.10</b>	400	$\infty$	Ninguno
<b>BL7.6</b>	250	$\infty$	Ninguno
<b>BL7.7</b>	300	$\infty$	Ninguno
<b>BL7.8</b>	350	$\infty$	Ninguno
<b>BL7.9</b>	400	$\infty$	Ninguno
<b>BL7.10</b>	400	$\infty$	Ninguno

Tabla 15: valores de vida a fatiga cíclica de cada espécimen.

El fallo catastrófico en el grupo TL15 es el más temprano. Tiene lugar ante cargas de 125 N y 398.997 ciclos. En el BL17 la fractura se produce a los 1.753.225 ciclos de aplicación de una carga de 275 N y en el TL10 tras 1.052.000 ciclos de 325 N de carga. En el resto de subgrupos no se observa fallo catastrófico bajo la aplicación de 2.000.000 de ciclos de carga igual a 400N. Toda esta información se muestra resumida en la tabla 16.

<b>Grupo</b>	<b>Carga (N)</b>	<b>Ciclos</b>	<b>Tipo de fallo</b>
<b>TL15</b>	125	398.997	Fractura del tornillo y corona
<b>BL17</b>	275	1.753.225	Fractura del tornillo
<b>TL10</b>	325	1.052.000	Fractura del tornillo y corona
<b>BL12</b>	400	2.000.000	Ninguno
<b>TL5</b>	400	2.000.000	Ninguno
<b>TL7</b>	400	2.000.000	Ninguno

Tabla 16: Resumen de valores de vida a fatiga cíclica y fallo de cada subgrupo de especímenes, ordenados de mayor a menor altura de las restauraciones.

Los valores, correspondientes a la vida a fatiga cíclica de los subgrupos TL10, BL17 y TL15, están representados como carga máxima aplicada ( $P_{max}$ ) frente al número de ciclos ( $N_f$ ) hasta el fallo en la siguiente gráfica S/N, en forma doble logarítmica (Figura 50). Los puntos experimentales se ajustaron a una ecuación de regresión exponencial como se comentó anteriormente. También se muestran los coeficientes de determinación,  $R^2$ , siendo estos valores  $\geq 0.91$ , lo que confirma un buen ajuste con los datos experimentales.

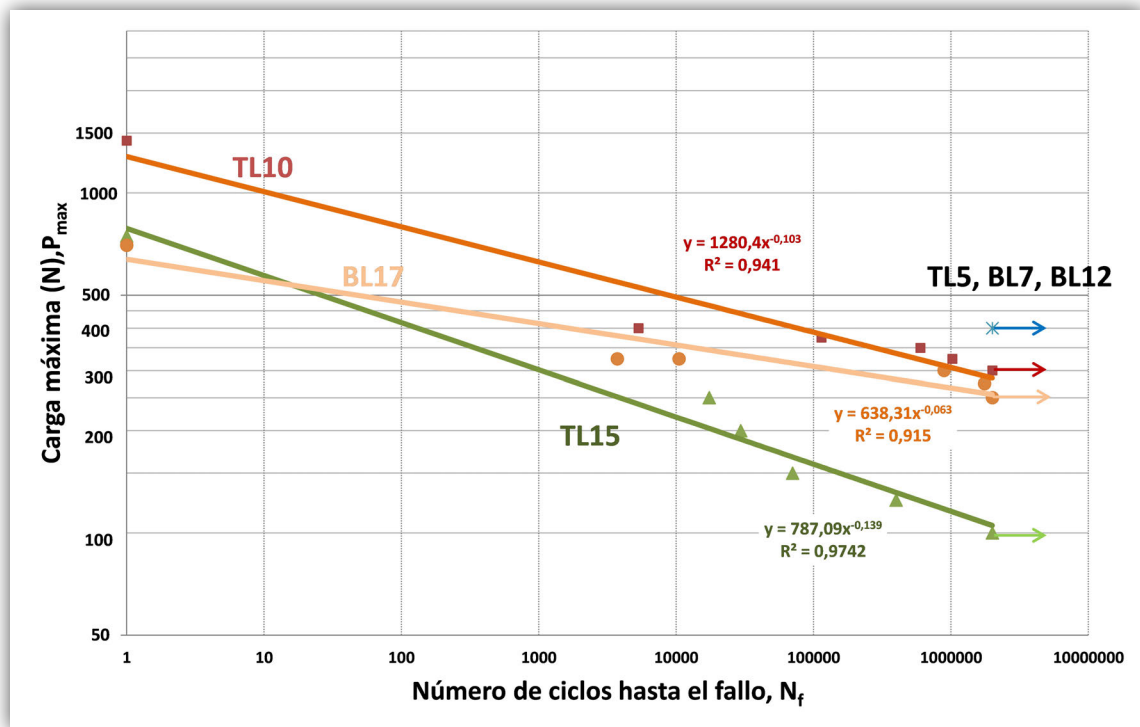


Figura 50: Representación gráfica de los valores de vida a fatiga obtenidos para los subgrupos estudiados en curvas S/N.

Esta gráfica muestra como los valores de carga máxima para los subgrupos TL10, TL15 y BL17 decrecen paulatinamente conforme se incrementan los ciclos de carga y, por tanto, estos especímenes sufren fatiga cíclica. Por otro lado, los resultados obtenidos tras los diferentes ensayos, en referencia a la longitud de la restauración, indican que los subgrupos de mayor altura de corona (TL15 y BL17) poseen los valores más bajos de límite de fatiga (100N y 250N respectivamente) (Tabla 17). Los especímenes pertenecientes a los subgrupos con las menores longitudes de restauración (TL5 y BL7), superan ampliamente dichos valores ( $\geq 400N$ ); el límite de fatiga exacto de estos subgrupos y del BL12, no pudo calcularse debido a la gran magnitud de carga requerida. En estos subgrupos y en el BL12, bajo las cargas cíclicas aplicadas, no se produce el fallo.

El análisis de los resultados obtenidos en función del tipo de plataforma implantaria, para los subgrupos en los que se ha podido calcular el valor exacto, revela que el límite de fatiga (Tabla 17) es menor en los especímenes formados por implantes de la línea Premium TG. El límite de fatiga correspondiente a los especímenes de mayor tamaño (subgrupos TL15 y BL17), es marcadamente inferior en el grupo de implantes con plataforma transgingival (100N). De la misma forma ocurre tras comparar los grupos de longitud total intermedia (TL10 y BL12), cuyo valor exacto es de 22mm. El límite de fatiga correspondiente al subgrupo TL10 es de 300 N, mientras que el perteneciente al subgrupo BL12 es  $\geq 400$ N.

Además, como ya se ha indicado, la gráfica S/N permite relacionar el límite de fatiga con los valores de capacidad de carga obtenidos tras los ensayos de carga estática, obteniéndose la tasa de degradación por fatiga o coeficiente de fatiga (tabla 17). De estos tres subgrupos, el subgrupo TL15 presenta la pendiente más pronunciada, lo que indica que posee la mayor tasa de degradación en condiciones de fatiga ( $100/746=0.13$ ). Es decir, la resistencia a la fatiga cíclica del subgrupo TL15 es menor que la de los subgrupos BL17 y TL10. La pendiente menos pronunciada corresponde al subgrupo de especímenes BL17. A pesar de estar formados por las coronas de mayor altura, este subgrupo de especímenes muestra menor tasa de degradación en condiciones de fatiga cíclica ( $250/701=0.36$ ) incluso que la correspondiente al subgrupo TL10 ( $300/1426=0.21$ ), formadas por coronas de una longitud 7mm más reducida.





Grupo	Valores medios de Fuerza máxima (N)	Límite de fatiga (N)	Tasa de degradación por fatiga
TL15	746	100	0,13
BL17	701	250	0,36
TL10	1426	300	0,21
BL12	1650	>400	-
TL5	1425	>400	-
BL7	1162	>400	-

Tabla 17: Valores correspondientes a la Tasa de degradación por fatiga calculados a partir de Límite de Fatiga y los valores de Fuerza máxima.

Los resultados obtenidos tras los diferentes ensayos, en referencia a la longitud de la restauración, indican que los subgrupos de mayor altura de corona (TL15 y BL17) poseen los valores más bajos de límite de fatiga (100N y 250N respectivamente). Los especímenes pertenecientes a los subgrupos con las menores longitudes de restauración (TL5 y BL7), superan ampliamente dichos valores (>400N); el límite de fatiga exacto de estos subgrupos y del BL12, no pudo calcularse debido a la gran magnitud de carga requerida. En estos subgrupos y en el BL12, bajo las cargas aplicadas, no se produce el fallo catastrófico.

### 6.3.2 Estudio macroestructural.

El estudio macroscópico de los especímenes revela fallos en condiciones de fatiga a nivel de los tornillos de fijación de las restauraciones correspondientes a los grupos TL10, TL15, y BL17. Todas las fracturas del tornillo de fijación fueron perpendiculares al eje largo del mismo y se produjeron en las primeras espiras, como se muestra en las Figuras 51 y 52.



Figura 51: Fracturas en condiciones de carga dinámica de tornillos correspondientes a un espécimen del subgrupo TL15 (Izquierda) y BL17 (derecha).



Figura 52: Fractura en condiciones de carga dinámica de un tornillo del subgrupo TL15. Se observa que ocurre perpendicular al eje largo del tornillo, entre la primera y segunda espira.

A diferencia del subgrupo BL17 (Figura 53), los subgrupos TL15 y TL10 muestran también signos de fractura en la corona, a nivel de la zona de unión con el implante como puede apreciarse en la siguiente figura (Figura 54).





Figura 53: Espécimen del grupo BL17 tras ser sometido al ensayo de fatiga. Únicamente se observa una fractura a nivel del tornillo de fijación, estando la estructura interna de la restauración intacta.

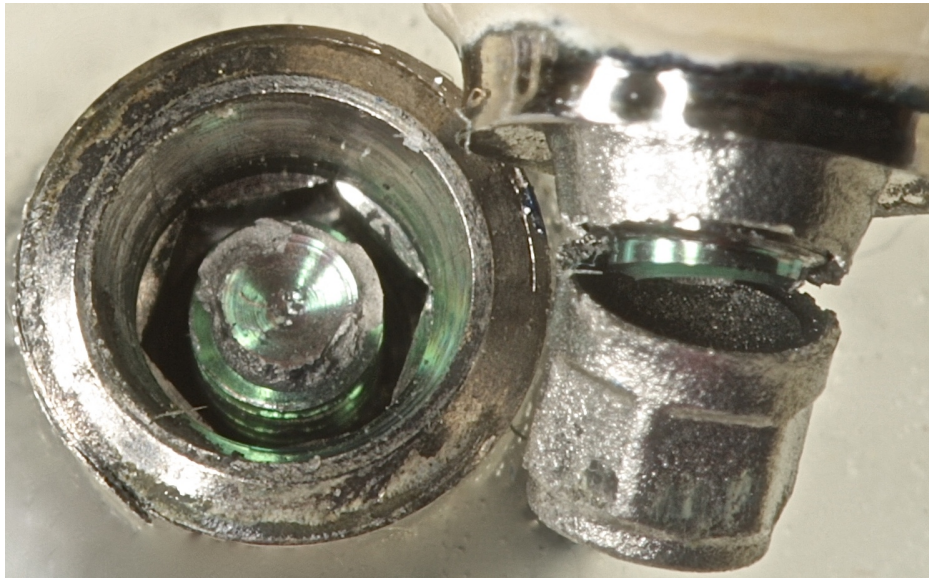


Figura 54: Fractura de la estructura interna de cromo-cobalto de una restauración representativa del subgrupo TL15 sometida a pruebas cíclicas de fatiga.

### 6.3.3 Estudio microestructural.

Como se comentó anteriormente, el mecanismo por el cual se produjo el fallo de los especímenes fue fundamentalmente por la fractura del tornillo de fijación mediante deformación plástica a causa de aplicación de cargas cíclicas. A través de imágenes de microscopía electrónica del interior del tornillo, se observan dos zonas claramente diferenciadas como puede apreciarse en la figura 55. Por un lado, se distingue una superficie sensiblemente más lisa, con estriaciones (Figura 55A); y por otro, una región con superficies muy rugosas (Figura 55B). La primera zona corresponde a la zona de fatiga mientras que la segunda pertenece a la zona de rotura.

La primera etapa de la fractura del tornillo tiene lugar de forma relativamente lenta. En este periodo inicial se forman estriaciones (líneas de playa) en gran parte de los ciclos de carga (Figura 55A). Estas marcas determinan el origen de la fractura, que tiene lugar en el lado de tracción e inicialmente, es paralela respecto a la dirección de aplicación de la carga y paralela al eje largo del tornillo.

Poco tiempo después, la grieta cambia de dirección, haciéndose perpendicular a la carga y al eje largo del tornillo. De esta forma, se distingue también el cambio de dirección de las marcas o estriaciones de fatiga. A continuación, y de forma gradual, aumenta la velocidad de avance de la grieta. Debido a ello, progresivamente las superficies van volviéndose más abruptas (Figura 55B). Finalmente, tiene lugar un proceso de fractura rápido e inestable, periodo en el cual no da tiempo a la formación de las características marcas de fatiga. Ambas fases se muestran en la Figura 55.

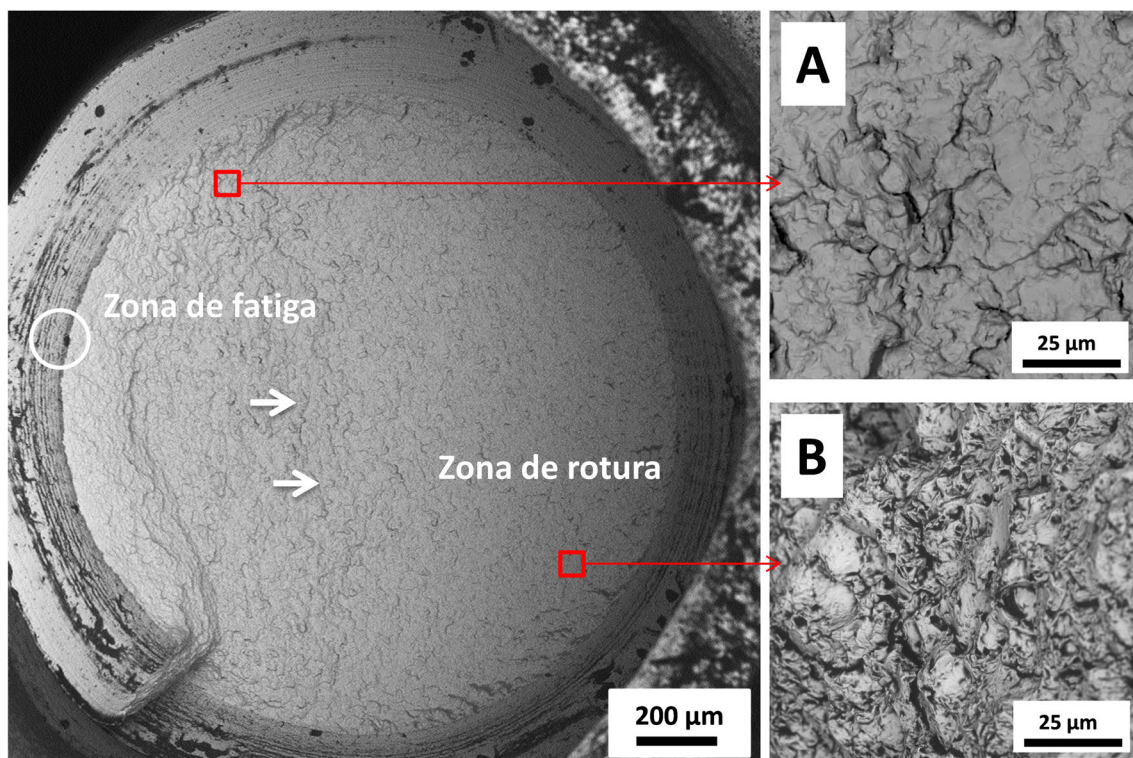


Figura 55: Imagen de la superficie de fractura de un tornillo perteneciente al subgrupo TL15 obtenido tras su estudio en el microscopio electrónico. En ella se observan las diferencias mencionadas entre ambos tipos de superficies (A y B). Se ha marcado con una circunferencia el origen de la fractura y con flechas las líneas de playa que indican la dirección de propagación del frente de la grieta.



Tras el análisis de microscopía electrónica se confirma que la estructura interna de la corona a nivel de la conexión con el implante en los subgrupos BL, permanece intacta (Figura 56). Sin embargo, en los Subgrupos TL10 y TL15 se observan fracturas de tipo frágil (Figura 57).

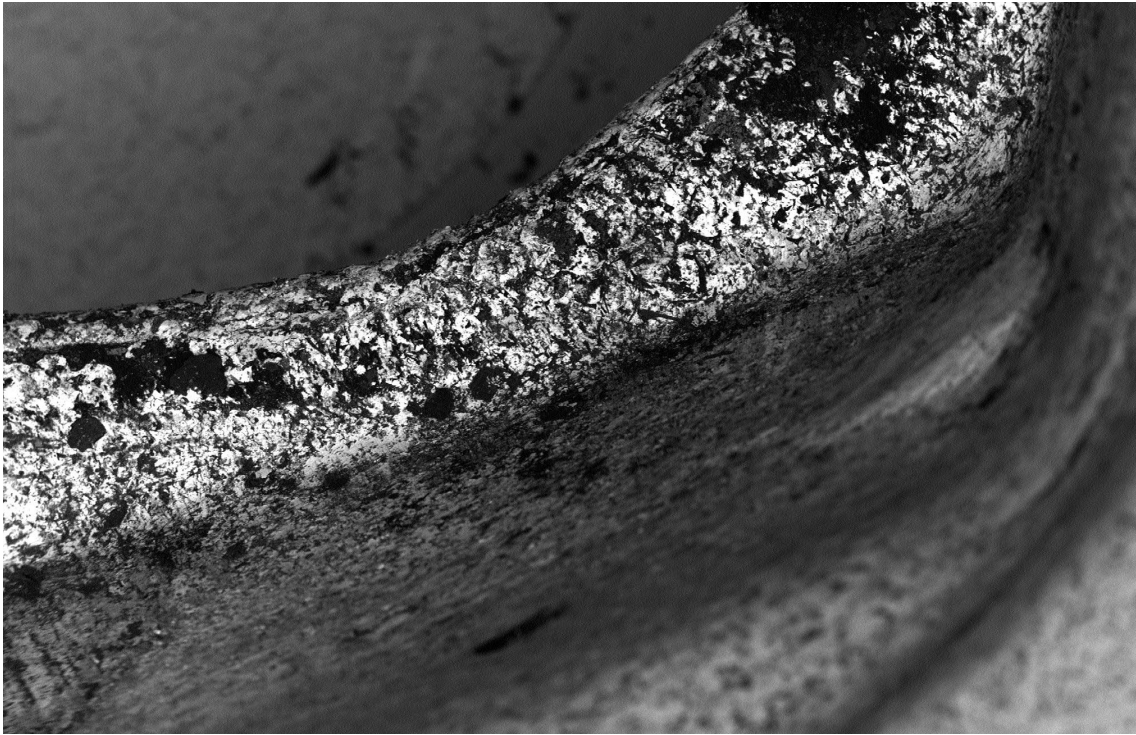


Figura 56: Imagen de microscopía electrónica que muestra integridad de la estructura interna de los especímenes fracturados del subgrupo BL17.

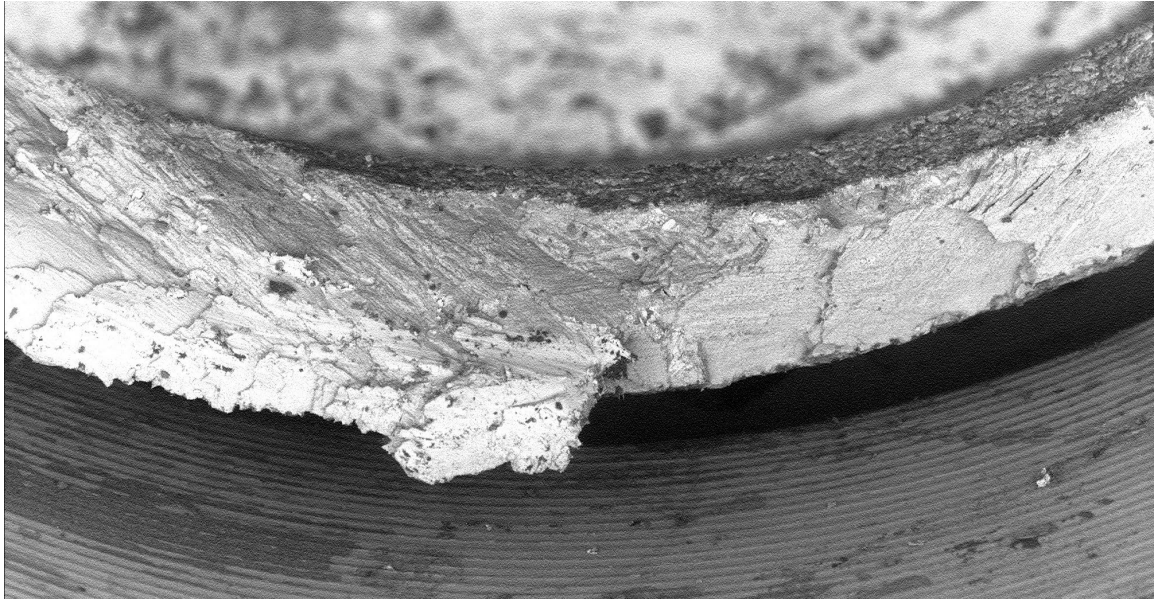


Figura 57: Superficie de fractura de la estructura interna de la corona de un espécimen del subgrupo TL15 visto mediante microscopía electrónica de barrido tras el ensayo de fatiga.



## 7 Discusión.

## **7.1 En cuanto al diseño y metodología del estudio.**

Para evaluar el comportamiento mecánico in vitro ante ensayos de carga en complejos implante-corona unitarios con distinto diseño de la conexión del implante y altura de corona, en este estudio se escogieron una serie de condiciones necesarias para imitar en lo posible, circunstancias similares a las propias ocurridas en situaciones clínicas. Tras una serie de ensayos de carga con fuerzas de naturaleza estática, se analizó el comportamiento mecánico en términos de resistencia a la fractura y curvas de tensión deformación. A continuación, se llevó a cabo un análisis fractográfico, que comenzó con una observación macroestructural y posteriormente, fue completada con un examen microestructural de las probetas ensayadas. Todas estas muestras fueron comparadas a nivel macro y microscópico con otras muestras sin ensayar. El comportamiento mecánico de las muestras tras los ensayos de carga dinámica, fue analizado en términos de límite de fatiga, vida a fatiga y curvas S-N. Por último, se realizó un análisis macro y microestructural de las partes fracturadas. De esta manera, se pretende predecir de forma preclínica, el comportamiento mecánico aproximado de estos sistemas en condiciones de servicio. De la misma forma, se pretende ayudar así a prevenir fallos cuyas consecuencias clínicas pueden resultar, en ocasiones, costosas y catastróficas y a encontrar resultados prácticos con respuestas precisas y útiles para la toma de decisiones en implantoprótesis.

La mayoría de los estudios encontrados en la literatura científica cuyo objetivo es evaluar el comportamiento mecánico de distintos tipos de restauraciones ante la aplicación de cargas in vitro, realizan un análisis de la resistencia a fuerzas compresivas únicamente ante cargas estáticas<sup>(35,124,163-168)</sup>. Sin embargo, estos estudios no tienen en cuenta la influencia de las cargas cíclicas en el comportamiento mecánico de las restauraciones, crucial en prótesis sobre implantes. Como ya se ha indicado, la principal causa de fallo en implantoprótesis se produce a consecuencia de las cargas cíclicas que tienen lugar en la cavidad oral<sup>(97,122)</sup>.

Un menor número de estudios incorporan ensayos frente a cargas de naturaleza dinámica<sup>(121,171-174,179)</sup>. Sin embargo, la gran mayoría de ellos, los realizan de forma previa a los ensayos en condiciones de carga estática, sobre las mismas muestras. Este tipo de diseño tiene varios inconvenientes. Por un lado, no permite establecer la influencia exacta de cada tipo de carga sobre los especímenes. Además, impide distinguir los diferentes tipos de fractura que pudiera ocasionar cada tipo de carga. Por último, imposibilita estudiar la vida a fatiga de las probetas. Debido a ello, en el presente estudio se decidió realizar ambos tipos de ensayos de forma independiente, representando los resultados sobre una gráfica S-N. Por último, señalar que son muy pocos los estudios que analizan únicamente el comportamiento mecánico de las restauraciones en condiciones de carga dinámica<sup>(97,169,169,170)</sup> y escasos los que analizan la vida a fatiga con curvas S-N<sup>(28,159)</sup>. A pesar de la importancia ya indicada, solo algunos de estos estudios analizan de forma macroestructural o microestructural los especímenes ensayados<sup>(97,121,166)</sup>. Todos estos aspectos quedan reflejados en la Tabla 18.

Estudio, año	Cargas estáticas	Cargas dinámicas	Análisis macro/microestructural
<i>Torrado y cols</i> <sup>(167)</sup> , 2004	X	-	-
<i>Zarone y cols</i> <sup>(166)</sup> , 2007	X	-	- / X
<i>Steinebrunner y cols</i> <sup>(173)</sup> , 2008	X	X	-
<i>Lee y cols</i> <sup>(97)</sup> , 2009		X	- / X
<i>Shirakura y cols</i> <sup>(169)</sup> , 2009	X	X	-
<i>Al-Omari y cols</i> <sup>(164)</sup> , 2010	X	-	-
<i>Martínez-Rus y cols</i> <sup>(165)</sup> , 2012	X	-	-
<i>Ferreiroa y cols</i> <sup>(163)</sup> , 2013	X	-	-
<i>Shadid y cols</i> <sup>(179)</sup> , 2011	X	X	-
<i>Nicolaisen y cols</i> <sup>(121)</sup> , 2014	X	X	- / X
<i>Ugurel y cols</i> <sup>(174)</sup> , 2015	X	X	-
<i>Stona y cols</i> <sup>(171)</sup> , 2015	X	X	-
<i>Kok y cols</i> <sup>(168)</sup> , 2015	X	-	-
<i>Ferré Martínez y cols</i> <sup>(35)</sup> , 2015	X	-	-
<i>Gehrke y cols</i> <sup>(124)</sup> , 2015	X	-	X / -
<i>Nogueira y cols</i> <sup>(172)</sup> , 2016	X	X	-
<i>Hussien y cols</i> <sup>(170)</sup> , 2016	-	X	-

Tabla 18: Estudios analizados organizados en función del tipo de ensayo empleado y estudio posterior de las muestras.



En este apartado destacamos el estudio de *Gehrke y cols.*<sup>(124)</sup> por evaluar la resistencia mecánica de implantes con diferentes diseños de conexión y alturas de corona ante la aplicación de cargas compresivas, objetivo idéntico al del presente estudio. Sin embargo, someten a todos los especímenes únicamente a la acción de cargas de naturaleza estática y posteriormente, realizan un estudio exclusivamente macroscópico de la muestra. Al final de su publicación, remarca la importancia de someter a cargas cíclicas de fatiga a los especímenes para analizar el comportamiento mecánico de los complejos implante-corona.

Por otro lado, cabe destacar la existencia de un estudio realizado por *Sun y cols.*<sup>(144)</sup>, cuyo objetivo es el análisis a largo plazo de la influencia de la longitud de la corona y de la proporción corona implante sobre los niveles óseos, tejidos blandos periimplantarios y sobre la frecuencia de aparición de complicaciones técnicas “in vivo” y de forma retrospectiva. 45 de los 91 implantes colocados en zonas de molares y premolares, poseían un diseño recto del cuello del implante, mientras que en los 46 restantes la configuración del cuello es cónica. Sin embargo, no se especifica la proporción corona implante ni la altura de coronas en cada caso y, aunque observan un mayor número de complicaciones técnicas en restauraciones con coronas de elevada longitud, no se relaciona en ningún momento a la configuración del cuello del implante.

Existe un grupo de estudios de fotoelasticidad que evalúan la influencia de la longitud de la corona sobre la localización y concentración de tensiones en los diferentes componentes del sistema implante corona<sup>(148,175)</sup>, sometidos a cargas de naturaleza estática axial y oblicua. Manteniendo un objetivo similar, existe otro grupo de estudios de elementos finitos (FEA) mediante una simulación de cargas de distinta naturaleza, dirección y magnitud<sup>(176-178)</sup>. Sin embargo, entre los estudios que forman cada uno de los grupos existe una gran variabilidad, como se mostrará más adelante.



En el presente trabajo, se determinó la realización de un estudio in vitro para conocer la influencia de dichos factores (longitud de la corona y nivel de la plataforma implantaria), aislando el resto de los factores que pudieran tener influencia, ya que no se encuentra suficientemente estudiado en la literatura. Se decidió realizar ensayos de carga estática para comprobar la resistencia mecánica en condiciones críticas de los componentes de las restauraciones y posteriormente, ensayos de carga dinámica para analizar la durabilidad bajo cargas cíclicas<sup>(122)</sup>. Como ya se indicó en el apartado correspondiente a la introducción, el estudio de estas últimas es esencial por el tipo de fuerzas que tienen lugar en la cavidad oral y porque son las causantes de gran cantidad de complicaciones técnicas y/o mecánicas a medio o largo plazo<sup>(28,33,122)</sup>, por ser generalmente catastróficas y porque se producen bajo cargas menores a las fuerzas necesarias para la rotura de los materiales en condiciones de carga estática<sup>(114,115,117)</sup>. Para acercarse lo más posible a la acción de las fuerzas masticatorias, controlando y ajustando la mayor cantidad de parámetros y variables posibles, tratando de imitar las condiciones reales de trabajo de estos sistemas de corona-implante, se decidió hacer ambos tipos de ensayos utilizando máquinas de ensayos universales. En éstas, además, es posible aplicar las cargas con un error que no excede de  $\pm 5\%$  de la carga máxima (de acuerdo con las Normas Internacionales ISO 7500-1 e ISO 4965).

#### 7.1.1 Respecto al tamaño de la muestra y distribución de los grupos.

En el presente estudio se realizaron un total de 60 muestras, formadas por 60 implantes de la casa comercial Sweden & Martina y 60 restauraciones unitarias atornilladas. El número de muestras fue obtenido en base a los cálculos estadísticos para una potencia del 80% y un nivel de confianza del 95% en estudios previos<sup>(122,163,165)</sup>.

Existe gran variabilidad en cuanto al tamaño muestral y distribución de grupos en los distintos estudios presentes en la literatura científica, tal y como se muestra en la Tabla 19. El número de muestras escogido coincide con el de otros similares<sup>(35,121,124,163,166,170,171)</sup>. El número de muestras por grupo en otros estudios es como en el presente aunque, el número de muestras totales en algunos, es menor<sup>(163-165,167-169,171,172,179)</sup>.

En este apartado se vuelve a destacar el estudio de *Gehrke y colaboradores*<sup>(124)</sup>, por su similitud al nuestro. Con el objetivo de analizar la resistencia mecánica de implantes con diferentes diseños de conexión y alturas de corona ante la aplicación de cargas, se elabora una muestra compuesta por 60 implantes que divide en tres grupos (n=20) en función de la conexión implantaria (cono morse, hexágono interno y hexágono externo) y cuatro subgrupos (n=5), dependientes de la altura de la restauración (8, 10, 12 y 14 mm).

Estudio, año	Número total de muestras	Grupos	Subgrupos
<i>Torrado y cols</i> <sup>(167)</sup> , 2004	N=40	4 (N=10)	-
<i>Zarone y cols</i> <sup>(166)</sup> , 2007	N=40	2 (N=20)	-
<i>Steinebrunner y cols</i> <sup>(173)</sup> , 2008	-	-	2 (N=8)
<i>Lee y cols</i> <sup>(97)</sup> , 2009	N=24	4 (N=6)	-
<i>Shirakura y cols</i> <sup>(169)</sup> , 2009	N=40	2 (N=20)	-
<i>Al-Omari y cols</i> <sup>(164)</sup> , 2010	N=40	4 (N=10)	-
<i>Martinez-Rus y cols</i> <sup>(165)</sup> , 2012	N=60	2 (N=30)	6 (N=10)
<i>Ferreiroa y cols</i> <sup>(163)</sup> , 2013	N=60	2 (N=30)	6 (N=10)
<i>Shadid y cols</i> <sup>(179)</sup> , 2011	N=30	3 (N=10)	-
<i>Nicolaisen y cols</i> <sup>(121)</sup> , 2014	N=20	2 (N=10)	-
<i>Ugurel y cols</i> <sup>(174)</sup> , 2015	N=64	4 (N=16)	2(N=32)-
<i>Stona y cols</i> <sup>(171)</sup> , 2015	N=60	3 (N=20)	6 (N=10)
<i>De Kok y cols</i> <sup>(168)</sup> , 2015	N=10	10 (N=1)	
<i>Ferré Martinez y cols</i> <sup>(35)</sup> , 2015	N=60	3 (N=20)	6 (N=10)
<i>Gehrke y cols</i> <sup>(124)</sup> , 2015	N=60	3 (N=20)	6 (N=10)
<i>Nogueiray cols</i> <sup>(172)</sup> , 2016	N=40	2 (N=20)	4 (N=10)
<i>Hussien y cols</i> <sup>(170)</sup> , 2016	N=60	2 (N=30)	6 (N=10)

Tabla 19: Tamaño muestral y distribución de grupos de los estudios analizados.



### 7.1.2 Respecto al diseño y fabricación de las muestras.

El diseño de este estudio incluye la realización de ambos tipos de ensayos mecánicos sobre prototipos reales por varias razones. Por un lado, debido a que este estudio tiene como objeto evaluar el comportamiento mecánico de restauraciones sobre implantes en condiciones de servicio y no la caracterización de materiales en sí mismos. Por otro lado, a causa de la influencia de una serie de variables, estudiadas en apartados anteriores de este trabajo, sobre el comportamiento mecánico de un conjunto fabricado a partir de diferentes materiales. Entre ellas se encuentra el número, tamaño y el material de cada pieza, su configuración interna y posibles defectos o imperfecciones presentes en ellos; su geometría, las condiciones de su superficie y el posible rozamiento o tensiones residuales entre las piezas. Algunos trabajos estudian la resistencia a la fractura o el comportamiento mecánico ante cargas dinámicas también en modelos reales<sup>(121,163,165-167,170,172)</sup>. En muchos de los estudios consultados no se procede de esta manera, sino que se realizan sobre réplicas de implante<sup>(36,168,169,171)</sup>, a veces conectadas a coronas con formas muy simples (bloques o capuchones)<sup>(96,123,172,173,178)</sup>, sin incluir la capa de porcelana de recubrimiento<sup>(97,124,148,173,174,179)</sup>.

Los 60 implantes utilizados son implantes que estaban destinados a la venta y las 60 coronas, diseñadas y fabricadas específicamente para este estudio, se realizaron como si fueran a ser empleadas de forma clínica. Se escogieron restauraciones metal-cerámica atornilladas directas a implante por ser las más estudiadas en la literatura científica. Las estructuras metálicas se realizaron a partir de cromo-cobalto<sup>(148,173,174)</sup> y se recubrieron de cerámica feldespática de alta resistencia inyectada, tal y como se realiza en situaciones clínicas en el momento actual. El diseño anatómico de la cofia posibilitó la consecución de un espesor homogéneo de la porcelana de recubrimiento en toda la capa, para no disminuir la resistencia de la restauración y no favorecer su delaminación. Las restauraciones fueron atornilladas siguiendo las recomendaciones del fabricante, con el par de apriete recomendado por el mismo y utilizando el equipo original del sistema de



implantes. Posteriormente se comprobó el par de apriete con un medidor de torque PCE-TM 80(PCE Instruments, Meschede, Alemania).

Las muestras se embutieron en resina epóxica con un módulo de elasticidad de 12 GPa, cifra que es muy cercana a la correspondiente del hueso humano (18 GPa) y que respeta las especificaciones de la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>. De esta manera, se pretende imitar la absorción de cargas por parte del hueso que tiene lugar in vivo y evitar posibles modificaciones en el comportamiento mecánico del conjunto implante-corona ante la aplicación de cargas<sup>(172)</sup>. Esta resina u otras de similares características han sido utilizadas con anterioridad en otros estudios<sup>(97,124,163,164,169,173,174,179)</sup>. Otros, en cambio, utilizan resinas rígidas<sup>(35)</sup> o bloques metálicos<sup>(167)</sup>.

Se decidió realizar el estudio sobre coronas a nivel de sectores posteriores y no dientes anteriores debido a que las restauraciones de las zonas posteriores reciben una mayor fuerza y tienen un mayor riesgo potencial de sufrir complicaciones técnicas y mecánicas<sup>(144)</sup>. En concreto, se diseñaron coronas con forma de premolar mandibular debido a que la angulación de la carga que establece la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup> es de  $30^{\circ} \pm 2$ , más similar a la que recae sobre un premolar en condiciones in vivo y tal y como realizan otros estudios <sup>(97,144,153,166,170,177)</sup>.

Se optó por utilizar implantes con sistema de conexión hexagonal interna, porque se ha reportado que presentan un menor índice de aflojamientos y fracturas del tornillo, una mayor resistencia a la flexión<sup>(35,124)</sup> y una mejor distribución de cargas, especialmente en coronas unitarias en situación correspondiente a molares y premolares<sup>(35)</sup>. La plataforma de diámetro igual a 4,25 fue escogida por ser la recomendable para rehabilitar un premolar.

A pesar de que las situaciones en las que existe un aumento en la relación corona/implante suelen producirse con mayor facilidad sobre implantes de longitudes reducidas, se decidió utilizar implantes de 10 mm de longitud. Sin

embargo, este estudio tiene como objeto analizar la influencia de la altura de la restauración, por lo que la longitud del implante no era variable de estudio y podía proponerse cualquiera, siempre que fuera la misma en todos los especímenes.

Debido a que un esfuerzo o carga es un vector que se mide en unidades de fuerza por unidad de área, se decidió realizar las coronas con una misma forma externa. Para poder fabricar una anatomía externa estandarizada en todos los especímenes, controlando cada uno de los procesos de fabricación de las coronas con el fin de evitar en lo posible la aparición de defectos o imperfecciones de los materiales (cuyas influencias sobre el comportamiento mecánico de las restauraciones han sido también estudiadas con anterioridad), los prototipos se realizaron con técnicas CAD/CAM.

### 7.1.3 Respecto a la aplicación de fuerzas compresivas.

La correcta colocación y fijación de todos los especímenes en la máquina de ensayos universales es esencial para determinar el comportamiento mecánico de las muestras ante la aplicación de cargas compresivas, así como para asegurar la obtención de resultados estandarizados. Debido a ello y con el objetivo de respetar las especificaciones de la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>, por un lado, fue necesario embutir las muestras en bloques y por otro, diseñar un nuevo dispositivo que sitúe y estabilice los especímenes durante los ensayos de carga. Para la realización de bloques idénticos en cuanto a sus dimensiones, se utilizaron moldes de silicona. El diseño de estos bloques permite posicionar todas las muestras de forma correcta y estable sobre la nueva pieza, con una inclinación igual a  $30^{\circ} \pm 2$  respecto al de la célula de carga, posibilitando además su fijación durante los ensayos de carga. Algunos estudios sitúan los especímenes a  $30^{\circ}$  siguiendo las especificaciones ISO<sup>(124,148,163,173,174)</sup>, mientras que otros aplican cargas compresivas verticales o axiales<sup>(35,164,167,174,179)</sup>.

Debido a que se preveía la necesidad de cargas compresivas estáticas de elevada magnitud para la fractura de los especímenes, especialmente de aquellos que poseen restauraciones de menor altura, se decidió utilizar una nueva pieza intermedia con bolas de acero. La resistencia que opone cada espécimen antes de fracturarse podría imprimir desplazamientos laterales a la célula de carga y ocasionar deformaciones que pudieran causar daños en la misma y afectar la estandarización de resultados. Así, se optó por interponer entre la célula de carga y cada espécimen, un dispositivo que, sin distorsionar la carga generada por la máquina de ensayos destinada a ser aplicada sobre el espécimen, eliminó el componente lateral de la carga ejercida por la máquina de ensayos. Este dispositivo ya había sido utilizado por otros autores con este fin<sup>(97)</sup>.

#### 7.1.3.1 Aplicación de fuerzas compresivas de naturaleza estática.

El vástago unido a la célula de carga tiene una superficie de contacto plana y perpendicular a la dirección de aplicación de la carga de la máquina. Además, este dispositivo de carga no está restringido en la dirección transversal por el uso de la nueva pieza con bolas de acero, a fin de que no reduzca la magnitud del momento de flexión aplicado como requiere la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>. La carga se aplicó sobre la cúspide vestibular de cada espécimen. La magnitud de la misma, haciendo referencia a la fuerza que la célula de carga ejerce sobre la muestra, fue expresada en Newton como en la mayoría de estudios analizados de características similares<sup>(35,124,163-169,172,179)</sup>. En otros en cambio, los resultados se expresan en MPa<sup>(167)</sup>, referenciándose la carga por unidad de superficie recibida por el espécimen. Sin embargo, debido a que en nuestro estudio las coronas tienen forma anatómica y por tanto son irregulares, la presentación de los resultados en MPa se ve dificultada por la presencia de fosas y cúspides.

La magnitud de la carga ascendía paulatinamente desde 0 hasta alcanzarse aquella capaz de producir el fallo del espécimen, a una velocidad constante y uniforme de 0,5mm/min. En este sentido, la Norma ISO 6872 admite una velocidad de aplicación de carga entre 0,5 y 1,5mm/min. Este margen justifica la variabilidad

encontrada en los diferentes estudios consultados. Algunos de éstos<sup>(35,163,165,167,172)</sup> emplean una velocidad idéntica a la elegida para el presente trabajo. *Gehrke y cols*<sup>(124)</sup>., *Zarone y cols.*<sup>(166)</sup>, y *Stona y cols.*<sup>(171)</sup> en sus respectivos estudios, utilizan una velocidad de 1mm/min. En otros estudios se encuentran valores que superan el límite recomendado por la norma ISO, encontrándose una velocidad de 2mm/min<sup>(164,173,174,179)</sup>. De esta manera, el ensayo podía detenerse de forma temprana, nada más detectarse los primeros signos de fallo en los especímenes, antes de completarse en su totalidad<sup>(35)</sup>. Es por ello por lo que se eligió este parámetro, siendo el valor más bajo encontrado en la literatura.

De forma simultánea, el comportamiento del conjunto implante-corona se mostraba en forma de gráficos de carga frente a desplazamiento. De esa manera, cada ensayo en su totalidad pudo ser monitorizado, comprobándose la cantidad de deformación causada por cada incremento de carga y la magnitud exacta de la carga responsable de la fractura del espécimen, cifra recogida como la máxima capacidad de carga o resistencia a la fractura de cada muestra<sup>(35,163)</sup>.

Cuando la deformación era igual o ligeramente mayor a 2 mm, si no había tenido lugar el fallo, se detenía el ensayo para poder analizar las muestras al microscopio óptico y electrónico de barrido de forma posterior.

#### 7.1.3.2 Aplicación de fuerzas compresivas de naturaleza dinámica.

La carga aplicada, siguiendo las especificaciones de la Norma ISO 14801, fue unidireccional, oblicua y pulsátil. Se garantizó que la carga fue variable sinusoidalmente entre un valor pico y el 10 % de este valor ( $R = P_{min} / P_{max} = 10$ ). La frecuencia de aplicación de la misma fue de 2 Hz, valor que se corresponde con una duración de cada ciclo de carga igual a 0,5 segundos. Aunque algunos estudios coinciden en la aplicación de este valor de frecuencia de aplicación de carga<sup>(171)</sup>, existe gran variabilidad en este sentido entre los estudios analizados lo que dificulta su comparación. Algunos fijan el valor de frecuencia de aplicación de la carga en 1 Hz<sup>(170,173)</sup> lo que equivaldría aproximadamente a una duración de entre



0,8 y 1 segundo de cada ciclo de carga; otros establecen este valor en 1,75 Hz y otros en valores tan elevados como 10 Hz <sup>(97,180)</sup>.

Existen varios métodos para obtener la resistencia o el límite de fatiga de las muestras. Uno de ellos es el de “la escalera”. El procedimiento se inicia aplicando una carga determinada sobre un espécimen. Si se produce la fractura antes de  $N_f$  ciclos, la siguiente se ensaya a un valor inferior de la carga que causó el fallo de la anterior. Si la probeta no falla, la siguiente se ensaya a un valor superior de carga. Dicho de otro modo, los ensayos se suceden aumentando o disminuyendo la carga según la probeta anterior rompa o no rompa antes de  $N_f$  ciclos<sup>(124)</sup>. Este es el método empleado para la representación gráfica de los resultados en forma de curvas S/N. En este estudio se eligió un diseño simplificado de este método en escalera utilizando como carga máxima 400N. Esto es debido a que esta magnitud es considerada como carga media masticatoria lo suficientemente alta para ser representativa como límite superior a la ejercida en boca<sup>(122)</sup>.

El fallo se define como el límite elástico del material, la deformación permanente, el aflojamiento del conjunto del implante, o la fractura de cualquier componente<sup>(161)</sup>. Si el fallo no se producía, el ensayo se detenía tras completarse dos millones de ciclos ( $N_f=2 \times 10^6$  ciclos), límite establecido por dicha Norma Europea ISO<sup>(161)</sup>. Esta cantidad de ciclos es equivalente a 4 años de función in vivo, asumiendo una frecuencia de 1400 ciclos por día<sup>(122)</sup>. Posteriormente, el mismo espécimen era sometido a un nuevo ensayo con un incremento de la carga aplicada hasta que se producía su fractura. Cuando ésta se producía, un nuevo espécimen era ensayado ante una carga menor para poder obtener el límite de fatiga de los especímenes de cada grupo. Posteriormente se analizan el resto de los especímenes incrementando la carga aplicada.

Existen otros métodos como el *Método de Probit*<sup>(125)</sup>, que consiste en realizar un barrido exhaustivo de cargas para la duración del límite de fatiga. Este es un método más complejo y además, requiere un mayor número de muestras. En relación a esto, también existe gran variabilidad entre los estudios analizados. En

varios de estos estudios, la carga fue fijada en 120N hasta  $1,2 \times 10^6$  ciclos<sup>(169,173,174,179)</sup>; otros fijaron la carga en 100N hasta alcanzar  $1 \times 10^6$  ciclos<sup>(171,172)</sup>. *Song park y cols.*<sup>(180)</sup>, en un estudio publicado en 2008, buscan la carga a la que un espécimen se fractura, una vez ocurrido el fallo disminuyen la carga y cuando 3 especímenes sobrepasan los  $5 \times 10^6$  ciclos sin fracturarse fijan dicho valor como el límite de fatiga.

## 7.2 Respecto a los resultados del estudio.

La primera hipótesis nula planteada en este estudio puede ser rechazada debido a que se han observado diferencias entre ambos grupos de plataforma implantaria con respecto a la vida a fatiga. La segunda hipótesis nula también es rechazada debido a que se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la capacidad de carga y resistencia a la fatiga entre coronas de diferentes alturas. Los resultados de este estudio in vitro muestran que no existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la máxima capacidad de carga frente a fuerzas de naturaleza estática entre implantes de conexión transgingival e implantes de conexión ósea, pero la resistencia a la fatiga de los especímenes con conexión transgingival disminuye de manera significativa en comparación con la plataforma a nivel de la cresta ósea. Además, los resultados de este estudio muestran que la longitud anatómica de la corona y el comportamiento mecánico de las restauraciones están significativamente asociados en condiciones de carga estática ( $p < 0.05$ ) y dinámica, de manera que el aumento de altura de la corona reduce significativamente los valores de carga a los que los especímenes fallan.

En lo referido a la magnitud de las cargas oclusales hay que diferenciar la fuerza máxima de oclusión, que representa un esfuerzo estático máximo de apretamiento entre dientes antagonistas y, la fuerza de masticación normal o habitual, que es una carga dinámica de menor magnitud. Aunque las primeras dependen de múltiples factores (raza, sexo, localización del diente en la arcada,

estado de la dentición, presencia de restauraciones, etc), se han cuantificado 710 N en hombres y de 596 N en mujeres en las zonas correspondientes a molares y premolares<sup>(28,124,181,182)</sup>.

Los resultados del estudio obtenidos tras los ensayos de carga de naturaleza estática, indican que **la mayoría de los especímenes poseen valores de capacidad de carga superiores a los valores de fuerza máxima de oclusión.** Todos los grupos de especímenes sobreviven a cargas superiores a los 600N.

En este sentido, los resultados obtenidos en la bibliografía analizada varían. Una de las circunstancias que explica parte de esta variabilidad podría residir en el diseño de las muestras que se lleva a cabo en los diferentes estudios. Los resultados finales de resistencia a la fractura son en gran medida consecuencia de la interacción de los distintos materiales que componen una muestra. Así, en aquellos en los que el ensayo se realiza en muestras constituidas únicamente por implantes y pilares o con capuchones metálicos simulando una restauración, sin recubrimiento cerámico, los resultados numéricos obtenidos son más elevados debido a que el metal tiene una mayor capacidad de deformación plástica.

Sin embargo, el comportamiento del complejo implante-corona bajo condiciones de carga de naturaleza dinámica es diferente. Tras la realización de los ensayos de fatiga, siguiendo las consideraciones establecidas por la Norma ISO 14801<sup>(161)</sup>, aceptada como método válido para evaluar in vitro el comportamiento mecánico de las restauraciones sobre implantes ante cargas cíclicas en condiciones similares a las ocurridas in vivo, se comprueba que la aparición del fallo tiene lugar bajo fuerzas de menor magnitud en todos los casos. *Gibbs y cols.*<sup>(182)</sup> estiman la fuerza oclusal media producida durante ciclos de masticación “in vivo” en condiciones normales en 242 N y la media de ciclos de masticación al día en 1400. Según esta información, la cantidad de  $2 \times 10^6$  ciclos equivaldrían a un periodo de tiempo aproximado de 4 años en condiciones de servicio “in vivo”. Estos valores han sido reafirmados por estudios como el de *Coray y cols.*<sup>(122)</sup>, una revisión sistemática de la literatura con meta-análisis publicada recientemente.

Tal y como se extrae de las gráficas S-N, una mayor disminución de la carga con el número de ciclos indica una mayor acumulación de daños durante la carga cíclica. La primera conclusión que se puede extraer tras el análisis de las gráficas S-N es que los subgrupos TL10, TL15 y BL17 exhiben la menor resistencia a la fatiga cíclica. Los resultados del presente estudio demuestran que los **especímenes con mayores alturas de corona (subgrupos TL15 y BL17), presentan un mayor riesgo de aparición de fallo en condiciones de fatiga y, además, este tiene lugar en un periodo de tiempo más corto.**

Es importante destacar que la tasa de degradación por fatiga (coeficiente de fatiga) de los especímenes del subgrupo de conexión transgingival TL15, es tres veces menor ( $100/746=0,13$ ) que en los especímenes del subgrupo con diseño y nivel de plataforma ósea BL17 ( $250/701=0,36$ ). En condiciones de fatiga una corona de 15mm de altura con una anatomía estandarizada de premolar mandibular y atornillada sobre implantes de conexión transgingival puede fallar ante un pequeño porcentaje (20%) de su capacidad de carga máxima (746 N) en un periodo de tiempo muy corto (50 días /  $\approx 70.000$  ciclos). Este valor crítico (150N) representa un 40% de la fuerza oclusal media de masticación en condiciones normales.

Además, la tasa de degradación en condiciones de fatiga cíclica del subgrupo TL10 ( $300/1426=0,21$ ) es mayor que la correspondiente al subgrupo BL17 ( $250/701=0,36$ ), a pesar de estar este último formado por coronas de una longitud 7mm mayor. Por lo tanto, **la sensibilidad del subgrupo de conexión transgingival a tensiones cíclicas es mayor que para los grupos con diseño y nivel de plataforma ósea.**

**Los subgrupos TL5, BL7 y BL12 poseen un valor correspondiente al límite de fatiga que excede significativamente el valor de 242 N establecido como valor medio de carga durante ciclos de masticación. Por ello, se establece que su uso es seguro en restauraciones unitarias implantosoportadas en adultos.**

El análisis macroestructural de los especímenes y el estudio de las curvas de carga-desplazamiento tras los ensayos de carga estática revela diferencias en función de la altura de la corona y tipo de plataforma implantaria, en cuanto a concentración de tensiones y mecanismo de aparición del fallo. En los especímenes de menor altura, la fuerza aplicada genera tensiones que se concentran sobre la corona y en concreto sobre la cerámica. Esto provoca la fractura frágil de la cerámica, que se produce muy rápidamente desde la aparición de una o varias grietas, produciendo finalmente la delaminación de la porcelana y la separación de la unión entre el metal y la cerámica en algunos casos. Por el contrario, en los especímenes con las mayores longitudes de corona, las tensiones secundarias a las fuerzas aplicadas se localizan a nivel de la unión entre los implantes y las restauraciones. Estas tensiones se traducen en la deformación de este segmento de los especímenes. Estos resultados se han confirmado posteriormente con el análisis microestructural.

El análisis macroestructural no revela diferencias entre especímenes en función de la plataforma implantaria bajo condiciones de carga estática, excepto entre los especímenes completamente fracturados de los subgrupos TL15 y BL17. En los primeros, se aprecia la fractura de la estructura interna de la corona, mientras que en los segundos la corona parece estar intacta y la fractura tiene lugar a nivel del tornillo. El análisis microestructural ha permitido confirmar y completar estos resultados. Esto es debido a que se han observado diferencias entre todos los especímenes de estos subgrupos y algunos de los subgrupos de alturas de restauración intermedias, inapreciables a nivel macroestructural. De esta manera se ha podido entender la cronología del desarrollo de la fractura y concluir que el tipo de plataforma implantaria parece condicionar el tipo de fractura de las muestras con mayor altura de restauración.

En las muestras formadas por los implantes con conexión transgingival, el fallo se produce por la fractura de la estructura interna de la corona. La parte de la corona que sufre la fractura, es la que se introduce en el interior del implante y

queda localizada entre las paredes internas del cuello del implante y la pared externa del tornillo.

La flexión del espécimen con la aplicación de la carga parece hacer coincidir el fulcro con la zona de unión entre la corona y el implante, justo por debajo de la cabeza del tornillo. A este nivel, se observa un cambio en la geometría del tornillo, distinguiéndose un ángulo agudo que coincide con la porción dónde la sección de la restauración parece más delgada. Además, la corona a ese nivel experimenta un cambio de sección. Todo esto podría traducirse en una zona de concentración de tensiones adicional, que explicaría que fuera la zona correspondiente a la fractura.

En las muestras correspondientes al subgrupo BL17 el mecanismo por el cual se produce el fallo es la fractura del tornillo, estando intacta la corona. En este caso, el análisis microestructural revela que la zona de fulcro cuando se produce la flexión de la restauración sobre el implante, se localiza por encima de la plataforma de conexión del implante. A ese nivel, el componente con la sección menor corresponde al tornillo, lo que explicaría que, con la flexión del espécimen, la fractura tuviera lugar a ese nivel.

En condiciones de fatiga, del mismo modo, tienen lugar dos tipos de rotura claramente diferenciados a nivel macroestructural, condicionadas por el tipo de plataforma implantaria y por la altura de la restauración. En todos los subgrupos en los que se alcanza el fallo (BL17, TL15 y TL10), de igual manera que en condiciones de carga estática, se observa una concentración de tensiones a nivel de la unión entre el implante y la restauración protésica. Sin embargo, en los subgrupos TL15 y TL10, no solo se aprecia la fractura de la estructura interna de la corona, sino también del tornillo; mientras que en los especímenes del subgrupo BL17 nuevamente la corona parece estar intacta.

**El análisis microestructural revela que el mecanismo por el que se produce el fallo de los especímenes, fue fundamentalmente por la fractura**

**del tornillo de fijación mediante deformación plástica, a causa de aplicación de cargas cíclicas.** En las muestras formadas por los implantes con conexión transgingival, tras la fractura plástica del tornillo tiene lugar la fractura frágil de la estructura interna de la corona que se introduce en el implante. La parte de la corona que sufre la fractura, es la misma que se fractura tras los ensayos de carga estática.

Los ensayos de fatiga producen también la flexión del espécimen con la aplicación de cada ciclo de carga, haciendo coincidir en el fulcro, el cambio en la geometría del tornillo y la porción más fina de la estructura metálica de la restauración. Todo esto reafirmaría que a este nivel existe una zona de concentración de tensiones adicional, que explicaría que fuera la zona correspondiente a la fractura también bajo condiciones de fatiga.

De nuevo, en las muestras correspondientes al subgrupo BL17 el análisis microestructural confirma que la fractura es a nivel únicamente del tornillo, estando intacta la estructura interna de la corona. Como ya se comprobó, a ese nivel, el componente con la sección menor corresponde al tornillo, lo que explicaría que, bajo condiciones de fatiga, la fractura tuviera lugar también a ese nivel.

Por lo tanto, el análisis macroestructural y microestructural indica que el acúmulo de tensiones varía con el diseño de la unión entre el implante y la restauración protésica, siendo crítico en el comportamiento mecánico del complejo implante-corona en los estadios iniciales de rotura.

Debido a ello, se puede concluir que el tipo de plataforma implantaria y la altura de la restauración, en condiciones de carga estática y de fatiga, parecen condicionar el comportamiento mecánico de las muestras. Sin embargo, se necesitan más estudios para confirmar estos resultados y dar una explicación exacta a esta circunstancia. Sería interesante su aclaración en estudios futuros para poder evitar o disminuir posibles complicaciones clínicas relacionadas.

Este tipo de fallo puede suponer importantes consecuencias desde un punto de vista clínico. La fractura del tornillo puede significar la pérdida del implante si alguno de los fragmentos no puede retirarse del interior del implante. En cualquier caso, esta complicación requerirá un aumento de tiempo en clínica y un incremento de costes, pudiendo afectar a la calidad de vida del paciente y su grado de satisfacción con el tratamiento.

### **7.3 En cuanto a la altura de la restauración, diseño de la plataforma implantaria y complicaciones en implantoprótesis.**

Como ya se reseñó en la introducción, cada día más, debido a la alta predictibilidad y menor agresión quirúrgica que supone la utilización de implantes más cortos en lugar de recurrir a técnicas de aumento vertical y/o horizontal muchos profesionales se inclinan por obviar el uso de técnicas quirúrgicas regenerativas<sup>(97,130,132,143-149,151)</sup>, obviamente esto conlleva la utilización de restauraciones protésicas de mayor longitud para compensar la reabsorción existente. Esta opción terapéutica se ha convertido en una de las más demandadas por los pacientes por las ventajas que para ellos significa<sup>(129,130)</sup>. Sin embargo, rehabilitar estos tramos edéntulos con coronas de elevada longitud parece no estar exento de complicaciones<sup>(133,144,155,183)</sup>.

Tradicionalmente, la longitud de los implantes se consideraba un factor predictor de la supervivencia de los mismos<sup>(138,146)</sup>. Por un lado, se aceptaba que la disminución de la longitud de los implantes iba en detrimento de la estabilidad primaria al disminuirse el área de contacto entre el hueso y el implante<sup>(133,150,151)</sup>. Debido a ello, algunos autores además han relacionado el uso de implantes cortos con una menor capacidad para disipar fuerzas externas<sup>(150)</sup>. Por otro lado, esta opción terapéutica se relacionaba con restauraciones de gran longitud, dando lugar a proporciones entre la corona y el implante entendidas como desfavorables<sup>(133,151)</sup>. De acuerdo a los conceptos biomecánicos clásicos, la aplicación de una carga sobre una restauración en la que existe una relación



desfavorable entre la longitud del implante y la de la corona, es capaz de inducir un brazo de palanca y generar momentos de flexión en la restauración. Se afirmaba que, en consecuencia, aparecen zonas de concentración de estrés a nivel de la unión entre ambas partes y del tercio coronal de la unión hueso-implante. Circunstancia que se ha relacionado con incrementos en el riesgo de reabsorción ósea y de aparición de complicaciones técnicas y mecánicas <sup>(131,138,140,144,150,151,183)</sup>.

Estas afirmaciones se basan en criterios aceptados con anterioridad para la terapéutica restauradora mediante prótesis fija convencional sobre dientes naturales<sup>(129,133,143,144,146,150)</sup>, que a su vez se sirven de modelos matemáticos para su comprensión<sup>(134,145,147)</sup>. Así, en 1926 Ante afirmó que el diente de anclaje de una restauración debía poseer un área de superficie radicular igual o mayor al área del diente que se va a reemplazar, siendo la proporción óptima corona-raíz de 1:2 y la mínima aceptable de 1:1<sup>(137,146,150)</sup>. Basándose en la llamada con posterioridad Ley de Ante, proporciones mayores eran entendidas como desfavorables y estaban desaconsejadas en tratamientos de prótesis sobre dientes.

El comportamiento mecánico del conjunto ante la aplicación de fuerzas era asemejado a un modelo de palanca de primer grado<sup>(133,141,146)</sup> donde el punto de apoyo o fulcro se encuentra entre la carga y la fuerza aplicada (Figura 58). En física, la ley que relaciona las fuerzas de una palanca de primer grado en equilibrio se expresa mediante la ecuación:

$$P \times Bp = R \times Br.$$

En esta ecuación, la “P” representa la potencia o fuerza aplicada, la “R” la resistencia a vencer y “Bp” y “Br” las distancias medias desde el fulcro hasta los puntos de aplicación de “P” y “R” respectivamente, llamados brazo de potencia y brazo de resistencia.

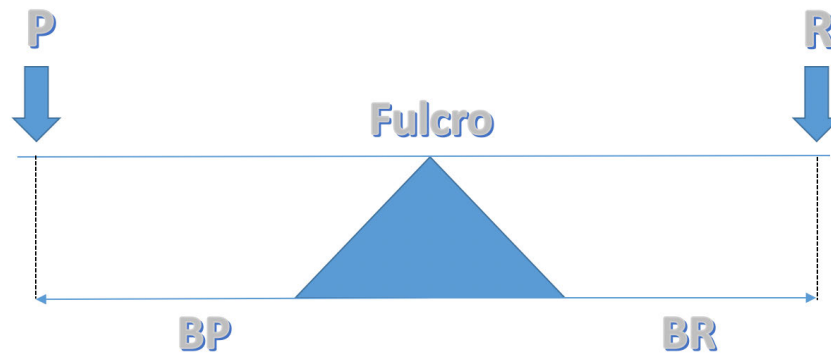


Figura 58: Imagen que representa un modelo de palanca de primer grado en equilibrio, con el fulcro o centro de rotación centrado respecto a la potencia y a la resistencia, siendo los brazos de potencia y resistencia iguales.

Siguiendo el modelo de palanca de primer grado y la Ley de Ante, al aumentar la longitud de una restauración, se produce un incremento de la distancia hasta el fulcro, acrecentándose el brazo de potencia. Consecuentemente, mayor es el momento de rotación, generando y concentrando estrés a nivel del fulcro, especialmente ante fuerzas oclusales laterales que tengan lugar sobre la restauración<sup>(133,137,144-146,177)</sup> (Figura 59). Así, se propuso que la proporción entre la longitud de la corona y la del implante fuera igual a 1:2 (0,5) o 1:1<sup>(133,143,146,148)</sup>.

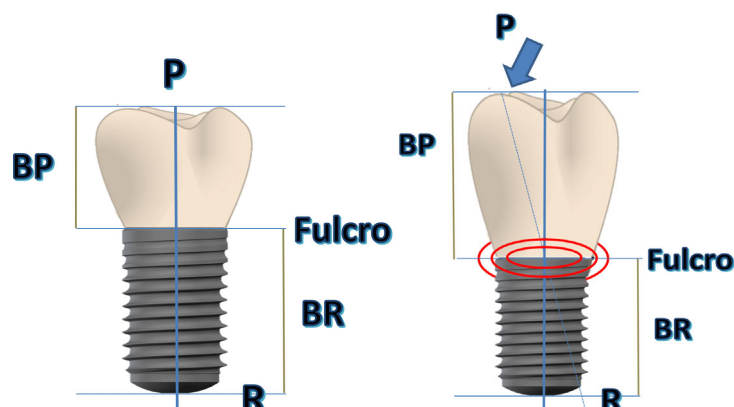


Figura 59: Imagen que muestra el aumento de la longitud del brazo de potencia al aumentar la longitud de la restauración, generando estrés a nivel del fulcro ante fuerzas laterales.



En prótesis fija sobre dientes, estos aspectos fueron puntualizados con posterioridad, pero en prótesis fija sobre implantes, no han sido aclarados hasta el momento actual. La bibliografía en este sentido es escasa y heterogénea y los niveles de evidencia provistos en la literatura científica son bajos. Así lo indican múltiples estudios recientes en los que además se establece la necesidad de esclarecer dichos aspectos<sup>(129,130,133,138,144,146,147,151,153-155,183,184)</sup>.

Es importante destacar en este momento que posiblemente dicha heterogeneidad resida en los diferentes diseños llevados a cabo en los distintos estudios analizadas y a la diversidad encontrada en la selección y recogida de datos. En los diseños in vivo, también puede deberse a la acción o influencia de factores como el diseño del implante o la configuración de su superficie, al tipo de prótesis o al sistema de retención de la prótesis al implante. Por otro lado, puede estar debida también a la localización de la restauración en la arcada, a la inclinación del implante o de la corona y a la del sistema completo con respecto al plano oclusal. Por último, factores como el tipo de oclusión, la naturaleza del diente antagonista, presencia o no de cantiléver, el estado periodontal, el tipo y características de los ensayos empleados, etc. pueden ser también fundamentales. La acción de dichos factores no se ha evaluado aún, ni de forma aislada, ni combinada. Pero, sin embargo, aparecen entremezclados en los diferentes estudios, dificultando aún más su análisis<sup>(129,130,138,140,143,147,183-189)</sup>. La heterogeneidad encontrada en los diferentes estudios in vivo analizados se resume en la Tabla 20. En esta tabla se han recogido las características más importantes de los estudios consultados para su posterior comparación, poniéndose de manifiesto la variabilidad entre ellos. Cabe resaltar en este punto la escasez de estudios in vivo presentes en la literatura científica sobre la influencia de las características que a continuación se extraen sobre las complicaciones protésicas.



Análisis del comportamiento mecánico de dos implantes con diferente nivel y diseño de la conexión protésica, ante coronas atornilladas de distinta longitud. Estudio in vitro.

Estudio, año	Tipo de estudio	Pacientes / implantes	Seguimiento (meses)	Longitud implante (mm)	Proporción C/I (clínica o anatómica)	Conexión C/I (interna o externa)	Tipo de prótesis (PF o Unit/ atornillada y cementada)	Ferulización	Localización	Antagonista	Pérdida ósea	Complicaciones protésicas
Rokni y cols. (130) 2005	Prospectivo	74/199	46	<10 >10	1,5/1 Anatómica	-	PF/ Atornillada	Si/no	Maxilar /mandibular	-	0,4±0,4	-
Tawil y cols. (185) 2006	Prospectivo	109/262	53	<10	2,36/1 Anatómica	Externa	PF y Unit/ Atornillada y cementada	-	Maxilar /mandibular	D, I, PF	0,74± 0,65	7,8
Bianes y cols. (138) 2007	Prospectivo	83/192	120	<10 >10	1,77/1 Clínica y anatómica	Interna	PF y Unit/ Atornillada	Si/no	Posterior	-	0,04± 0,2	-
Birdi y cols. (146) 2010	Retrospectivo	194/309	20,9	<10	2,0/1 Anatómica	Interna	Unitarias/ Cementada	No	Posterior, Maxilar /mandibular	-	0,3±0,8	-
Gomez-Polo y cols. (141) 2010	Retrospectivo	69/85	68,4	<10 >10	0,82/1 Anatómica	Interna	PF/ Unit Cementada	Si/no	Ant/post	-	2,12± 1,30	-
Rossi y cols. (186) 2010	Prospectivo	35/40	24	<10	1,0/1 Anatómica	-	Unit/-	-	Post Max/mand	-	0,75± 0,71	-
Urdaneta y cols. (145) 2010	Retrospectivo	81/326	70,7	<10 >10	1,6/1 Anatómica	Interna	Unit/-	No	Ant/post Max/mand	D, I PF, PR, ninguno	0,33± -	Fractura de pilar y aflojamiento de tornillo
Deporter y cols. (188) 2012	Prospectivo	24/48	120	<10	1,41/1 -	Interna	Unit/atornillada	Si/no	Post/mand	D, I	1,2± -	-
Lee y cols. (149) 2012	Retrospectivo	175/259	68,4	-	1,06/1 Clínica	Externa	PF, unit /-	Si/no	Post, Max/mand	-	0,93± 0,15	-
Schneider y cols. (147) 2012	Retrospectivo	70/100	74,4	<10 >10	1,04/1	Externa	Unit/ Cementada y atornillada	No	Post	D, I PF, PR,	0,008± 0,74	18,6%

Estudio	Tipo de estudio	Pacientes/ Implantes	Seguimiento (meses)	Longitud implante (mm)	Proporción C/I (clínica o anatómica)	Conexión C/I (interna o externa)	Tipo de prótesis (PF, PR, Unit/ atornillada y cementada)	Fertilización	Localización	Antagonista	Pérdida ósea (mm)	Complica- ciones protésicas
Marchiodi y cols. <sup>(183)</sup> 2014	Prospectivo	136/259	36	<10 ≥10	1,84/1 Anatómica	-	PF y Unit/_	Sí, no	Posterior, Maxilar/ mandibular	-	0,48± 0,29	-
Anttina y cols. <sup>(129)</sup> 2015	Retrospectivo	128/63	21,88	<10	1,8/1 Clínica	-	PF, PR, unit/ atornillada y cementada	Sí, no	Posterior, Maxilar/ mandibular	D, I, PF, PR, ninguno	0,35± 0,5	-
Sun y cols. <sup>(144)</sup> 2015	Retrospectivo	76/91	72	8-13	- Anatómica	Interna	Unit/ atornillada	no	Posterior, Maxilar/ mandibular	-	1,0± 0,2	13,1%
Hof y cols. <sup>(187)</sup> 2015	Retrospectivo	200/103	12	<10>	0,85 Anatómica y clínica	Interna	PF y Unit/ Atornillada	Sí, no	Ant/ post Max/mand	-	0,98± 0,76	-
Nunes y cols. <sup>(189)</sup> , 2016	Retrospectivo	49/118	36	<10	≤ 2 >2	Externa	PF Unit/ Atornillada	Sí, no	Posterior, Maxilar/ mandibular	D, I, PF, PR,	0,67 ± 0,63	-

PF: prótesis fija; Unit: unitarias; D: dientes; I: implantes; PR: Prótesis removable

Tabla 20: Variabilidad encontrada entre los estudios analizados.

Por otro lado, tampoco existe consenso en cuanto a definiciones tan importantes como la de proporción corona/implante<sup>(124,130,138,144,151)</sup>. La proporción corona/implante se define como una relación física entre la longitud de la corona y la del implante sumergido en el hueso y se determina dividiendo ambas<sup>(146)</sup>. La mayor parte de los estudios miden dicha proporción teniendo en cuenta la corona anatómica<sup>(138,139,141,144-147,150,183,185,186,187)</sup> y otros, los menos, con la corona clínica<sup>(129,138,149,187)</sup> (Figura 60), a pesar de que estas últimas parecen describir una situación más real<sup>(130,133,140)</sup>. Ambos difieren principalmente en la localización del punto de apoyo del brazo de palanca, o centro de rotación. En la proporción anatómica, el fulcro se encuentra en el hombro del implante, mientras que en la relación clínica, se encuentra en la cresta ósea<sup>(124,130,138,140,142-144,146,151,183)</sup>.

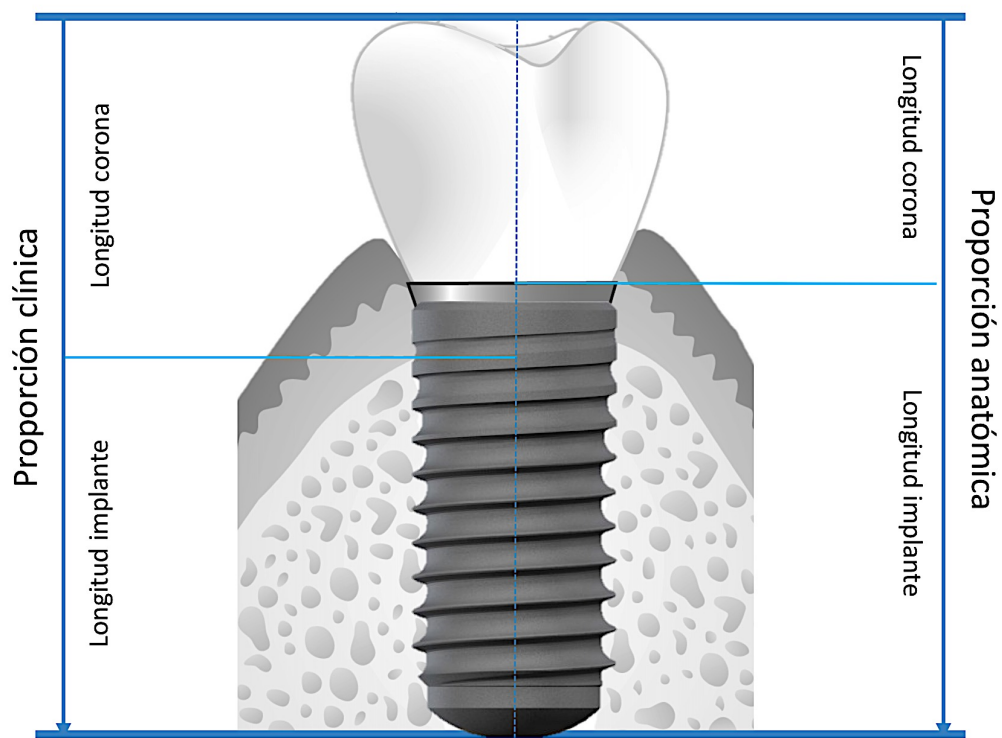


Figura 60: Imagen que muestra la diferencia entre la proporción clínica implante-corona y la proporción anatómica implante-corona.

A pesar de ello, la mayoría de los estudios clínicos más importantes y de las revisiones sistemáticas de la literatura más recientes, concluyen afirmando que una relación desfavorable entre la longitud de la restauración y la longitud del implante no parece ser un determinante de pérdida de hueso periimplantrario<sup>(124,129,130,133,143,151,155,187,188,189)</sup>. Sin embargo, algunos autores continúan sugiriendo actualmente que la relación entre el implante y la corona debe ser igualmente de 1:1<sup>(124,142,143,151,183)</sup>. Esto puede ser debido a la heterogeneidad anteriormente mencionada.

La asociación entre la relación corona/implante con el riesgo de aparición de complicaciones protésicas parece no estar clara y existe poca información al respecto. Hay estudios que encuentran una relación positiva entre una proporción desfavorable entre la longitud del implante y la de la corona con un aumento en el riesgo de aparición de complicaciones protésicas<sup>(124,133,144,145,148,175,190)</sup> especialmente en restauraciones unitarias<sup>(133,145)</sup>. Pero, también hay autores que muestran un menor número de complicaciones protésicas con un aumento en dicha proporción<sup>(147)</sup>. Sin embargo, la mayoría de estudios parecen coincidir en que no puede asociarse a determinados ratios pero indican que aumentos en la proporción c/i causan aumento de tensiones en los componentes implanto-protésicos, principalmente ante cargas oblicuas.

Además, actualmente existe otro grupo de publicaciones en las que se afirma que el riesgo en relación a la aparición de complicaciones protésicas parece estar más relacionado con la longitud de la corona que con la longitud del implante o relación entre ambos<sup>(124,144,145,148,154,177,187)</sup>. Según la literatura científica actual, el espacio en altura que debe ocupar la corona idealmente, medido desde la cresta ósea hasta la superficie oclusal<sup>(124,144,148,177,191,192)</sup> se ha establecido entre 8 y 12 mm<sup>(124,191,192)</sup> y se ha demostrado que por cada mm que aumenta, dicho estrés incrementa en un 20%<sup>(145,148,187)</sup>.



Dicha tensión parece localizarse a nivel del tornillo. Esto hace que las principales complicaciones encontradas en los casos donde existen restauraciones de gran longitud sean aquellas relacionadas con la fractura del tornillo<sup>(144,154)</sup>.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que los estudios realizados en este sentido son escasos y heterogéneos. Existen pocos estudios clínicos<sup>(144,145,147,150,185)</sup> que estudien la influencia de la relación entre la proporción corona/implante y la altura de la corona de forma aislada, como se indicó en la Tabla 21. En cuanto a los estudios in vitro se observa una gran diversidad en relación a su diseño: número y diseño de los especímenes (tipo de implante utilizado, conexión empleada, diseño del cuello del implante, geometría y altura de corona, proporción c/i diferente, materiales que la componen, proporción corona/implante, presencia o ausencia de pilar protésico, tipo de retención de la prótesis) parámetros empleados, (tipo de fuerza, inclinación, radio de aplicación y magnitud de la misma, número y frecuencia de ciclos aplicados), haciendo complejo las comparaciones entre los distintos estudios publicados en la literatura científica y la generalización de los resultados. A este respecto, *Maminskas y cols.*<sup>(193)</sup>, indican que la heterogeneidad entre los diferentes estudios y la expresión de resultados, existente por ejemplo entre el grupo de estudios de elementos finitos, es tan grande que es imposible llevar a cabo revisiones sistemáticas ni metaanálisis.

Los diferentes estudios in vitro analizados se exponen a continuación en la Tabla 21.



Autor	Muestras	Características especificadas de los implantes	Tipo de prótesis	Características especificadas de las restauraciones	Proporción i/c y Espacio en altura para la corona (mm)	Carga aplicada	Resultados/Conclusiones
<b>Estudios fotoelásticos</b>							
<b>Nisan y cols.(148), 2011</b>	-12 coronas -3 implantes conectados a medidores de momentos de tracción y flexión. - 1 Bloque acrílico	-3,8x12mm. -Conexión externa hexagonal. 2mm coronales sin embutir	Unitaria cementada	- Estructura metálica con forma de 1º molar maxilar de CoCrMo - Sin cerámica de recubrimiento. - Pilar protésico 2mm de altura	-1:1; 1:1,5; 1:1,75; 1:2 -10,15,17,5,20mm	-15 ciclos de carga estática -20 kg - Cúspide vestibular -0º y 30º	-Aumentos de proporción c/i y del espacio en altura para la corona, causan aumento de estrés ante cargas oblicuas - La variable altura de corona más influyente que la variable proporción c/i -Fallo encontrado: fractura de tornillos
<b>Sotto-Maior y cols.(179), 2014</b>	-40 coronas -2 análogos de implante - 2 bloques acrílicos (imagen óptica estrés)	-Grupo con conexión hexagonal externa y cilíndrica(5x7 mm). -Grupo con conexión interna cónica (5x6mm) Implantes 100% embutidos	Unitarias atornilladas	-1º molar mandibular - metacervínicas	-1:1; 1:2 -6, 7, 12, 14	-0,5kg -0º, 30º	-Aumentos de proporción c/i y del espacio en altura para la corona, causan aumento de estrés ante cargas oblicuas - Grupo con conexión interna cónica muestran mayores valores de estrés
<b>Estudios de elementos finitos</b>							
<b>Dantas de Moraes y cols.(176), 2013</b>	- 3 coronas -1 implante	-3,75x10mm -Conexión hexagonal externa Implantes 100% embutidos	Unitarias Atornilladas sobre pilar tipo UCLA	- Estructuras de CrNi - Cerámica feidespática de recubrimiento -Anatomía estandarizada de 2º molar mandibular (hueso tipo III)	-1:1,25; 1:1,5 -10, 12,5, 15	-Carga axial de 200N sobre 4 cúspides. -Carga oblicua 45º de 100N sobre cúspides linguales -Área 0,17mm²	-Aumentos de proporción c/i y del espacio en altura para la corona, causan aumento de estrés ante cargas oblicuas -Mayor concentración de estrés en el cuello del tornillo (2 primeras espiras) ante cargas oblicuas. Este se transfirió al implante, restauración y hueso a nivel de la conexión
<b>Bulaqui y cols.(177), 2015</b>	- 3 coronas - 1 implante	- 4,1x8mm - Conexión octogonal interna	Unitarias atornilladas sobre pilar tipo UCLA	- Anatomía estandarizada de 2º premolar mandibular	- 1:1,1; 1:1,4; 1:1,7; 1:2 - 8,8, 11,2, 13,6, 16	-Carga axial de 114 N bucolingual de 17,1N y mesiodistal de 23,4N -Carga dinámica con frecuencia de 2Hz	- Aumentos de proporción c/i y de espacio en altura para la corona, causan aumento de estrés ante cargas oblicuas - Mayor probabilidad de fracturas por fatiga con mayores alturas de corona
<b>Ramos y cols.(189), 2015</b>	-6 implantes -6 coronas -6 bloques de acrílico	- 4x8,5mm - conexión interna	Unitarias atornilladas sobre pilar tipo UCLA	-Estructura CrNi -cerámica feidespática de recubrimiento - Anatomía de 2 molar mandibular	-No especificados -10, 12,5 y 15	-Carga axial de 200N (50N en cada cúspide) -Carga oblicua de 100N (50N en cada cúspide lingual)	- Aumentos de altura de corona producen un aumento de estrés, concentrándose en el tornillo y hueso, tanto ante cargas axiales como oblicuas - Las cargas oblicuas son más dañinas



Autor	Muestras	Características especificadas de los implantes	Tipo de prótesis	Características especificadas de las restauraciones	Proporción i/c y Espacio en altura para la corona	Carga aplicada	Resultados/Conclusiones
Estudios in vivo							
Sun y cols.(14), 2015 (estudio retrospectivo)	91 implantes 76 pacientes	-Longitud y diámetro variables: 8-13mm y 3,5-5 respectivamente -Hexágono interno -45 tipo B1, con cuello recto pulido -46 tipo TL, con cuello cónico	Unitaria atornillada	-Metal-cerámica -Posición de premolares y molares	- No especificados	- No controlada	-No se encontró relación entre proporción i/c y pérdida ósea pero sí con un peor estado de tejidos blandos por estar dificultada la higiene. - A mayor altura de corona mayor número de complicaciones técnicas. -Complicaciones encontradas: pérdida de retención y fractura de componentes y recubrimiento cerámico.
Estudio de resistencia a la fractura							
Gehrke y cols.(12), 2015	-60 implantes -60 pilares de titanio para cementar -60 hemisferas	- 3,5x8mm conexión hexagonal externa (N=20) - 3,5x8mm conexión cónica externa (N=20) -3,5x8mm conexión hexagonal interna (N=20)  3mm coronales sin embutir	Hemisferas Unitarias Cementadas sobre una porción coronal del pilar	- Hemisferas metálicas	- No especificado  -8, 10, 12, 14	- Cuasi estáticas hasta la fractura - 30°±2 - Velocidad de 1mm/min	- la resistencia de los especímenes ante la carga disminuye significativamente al aumentar el espacio en altura para la restauración. - El diseño de la conexión puede afectar los resultados

Tabla 21: variabilidad entre los diferentes estudios in vitro analizados



Finalmente, es importante señalar que **no existe evidencia científica acerca de que el diseño de la plataforma o cuello del implante pueda influenciar el comportamiento mecánico del conjunto de la restauración**<sup>(187)</sup>. Como ya se indicó en el apartado correspondiente a la justificación del presente estudio, siguiendo las teorías clásicas establecidas y analizadas al comienzo de este punto, se esperaba que la incorporación de una porción transmucosa en el implante implicaría la disminución de la magnitud de las tensiones generadas en las restauraciones implantosoportadas tras la aplicación de cargas masticatorias. Además, se preveía que este diseño podría suponer la consecución de una unión implantoprotésica más segura y un comportamiento mecánico más predecible del sistema implante-corona.

Sin embargo, aunque este diseño podría ser favorable desde un punto de vista biológico, los resultados del estudio acerca del comportamiento mecánico del mismo son adversos. Aunque no existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la máxima capacidad de carga frente a fuerzas de naturaleza estática entre implantes de conexión transgingival e implantes de conexión ósea, si se han encontrado diferencias en el comportamiento frente a la rotura entre ambos diseños y niveles de plataforma implantaria en cuanto al mecanismo de aparición del fallo en dichas condiciones. Además, como ya se ha indicado, la resistencia a la fatiga de los especímenes con conexión transgingival disminuye de manera significativa en comparación con la plataforma a nivel de la cresta ósea. El tipo de plataforma también marca al mecanismo de aparición del fallo bajo cargas cíclicas.



## **7.4 Limitaciones del estudio.**

El presente estudio cuenta con varias limitaciones. La primera de ellas es que se trata de un estudio “in vitro”. Idealmente, un estudio in vitro debería de simular las condiciones presentes “in vivo” durante todas y cada una de las diferentes etapas del mismo, sin embargo, no deja de ser un modelo simplificado de lo que ocurre en la realidad. Esto tiene la ventaja de poder centrarse en el análisis exhaustivo de la influencia de un pequeño número de variables de estudio, pero a veces, este tipo de estudios no es capaz de reproducir exactamente los resultados que tendrían lugar en la realidad clínica, haciendo difícil su extrapolación.

En este sentido, en la presente investigación, no fueron utilizados sistemas de envejecimiento artificial para las muestras, lo que podría considerarse como otra limitación. La exposición a un medio húmedo como es la saliva en conjunción con los cambios de temperatura que pueden generarse en la cavidad oral, pueden afectar en gran medida los resultados.

Otra limitación del presente estudio es la longitud de los implantes elegidos, que fue fijada en 10mm. Con los diferentes test de carga y el posterior análisis macro y microestructural se estudia la influencia de la altura de la corona, pero no de la longitud del implante. Es importante tener en cuenta que cuanto menor sea la longitud del implante seleccionado, más fácilmente se conseguiría la discrepancia entre el implante y la corona; serían necesarias menores longitudes de corona. Sin embargo, es posible que estudios sobre implantes de diversas longitudes ayudaría a generalizar resultados.

Por último, señalar que en este estudio no se dejaron tres milímetros del implante al descubierto desde la plataforma en sentido apical, simulando una pérdida ósea periimplantaria según las especificaciones de la norma de estandarización internacional ISO 14801. Los resultados del estudio indican que esta circunstancia habría implicado un comportamiento mecánico del conjunto



implante-corona más desfavorable. Es decir, el fallo de los especímenes ensayados probablemente habría tenido lugar en menor tiempo y bajo cargas sensiblemente más bajas, tanto en condiciones de carga de naturaleza estática como en fatiga. Esta circunstancia habría acortado la duración del estudio, pero limitado el análisis macroestructural y microestructural posterior. Sin embargo, por otro lado, el número de especímenes ensayados e condiciones de carga dinámica en los que no se pudo conseguir el límite de fatiga y la rotura, probablemente habría sido mucho menor. Esta condición habría permitido completar la gráfica S/N y podría haber ayudado a una mejor comprensión de la influencia de las variables de estudio sobre la vida a fatiga de las muestras.



# 8 Investigaciones futuras.



Deberían realizarse nuevos estudios “in vitro”, sobre prototipos reales, encaminados a conocer con mayor exactitud el comportamiento mecánico de sistemas con diversas proporciones de implante-corona y longitudes de restauración. Esto es especialmente importante debido a que, en el momento actual, la gran mayoría de casas comerciales han introducido implantes extracortos sin conocerse la influencia exacta de ambas variables. Para ello, los estudios deben diseñarse siguiendo las especificaciones de la norma ISO 14801. Investigaciones sobre un número de muestras suficiente, con uniformidad en cuanto a su diseño y a factores como la colocación y montaje de los especímenes, la magnitud, dirección, tipo, modo y naturaleza de la carga aplicada, ayudarán a evitar complicaciones cuyas consecuencias clínicas puedan ser a menudo catastróficas y a encontrar resultados prácticos con respuestas precisas y útiles para la toma de decisiones en implantoprótesis.

De la misma forma, sería interesante el diseño de estudios con prototipos reales realizados sobre pilares protésicos, sobre coronas implantosoportadas totalmente cerámicas, con ambos sistemas de retención e incluso, con otras formas dentales y diseños de implantes. Estas variables podrían tener influencia en el comportamiento de las restauraciones.

Todos los estudios deberían incluir ensayos de carga estática y dinámica en una misma investigación para conocer de qué manera influye la fatiga sobre el envejecimiento o degradación de las restauraciones. El comportamiento mecánico de las restauraciones en condiciones de fatiga es especialmente importante debido a que el fallo, generalmente catastrófico, tiene lugar ante cargas sensiblemente bajas. Además, deberían completarse con el análisis macroestructural y microestructural de los especímenes.

Por otro lado, tal y como indica la bibliografía consultada y los resultados del presente estudio, el tornillo de fijación juega un papel muy importante en estas situaciones. Deben realizarse este tipo de estudios comparando tornillos elaborados a partir de diversos materiales. Quizás, tornillos que incorporen



materiales que no experimenten fatiga, por ejemplo, materiales compuestos cerámica-metal (circona-Ta)<sup>(194)</sup> recientemente desarrollados, pudieran evitar las complicaciones observadas en el presente estudio.

Una vez obtenidos ciertas guías clínicas, se deberían realizar estudios “in vivo” ya que la exposición a un medio húmedo como es la saliva en conjunción con los cambios de temperatura que pueden generarse en la cavidad oral, pueden afectar en gran medida los resultados. Además, son necesarios debido a que los resultados in vitro nunca podrán llegar a ser equivalentes. Estos estudios deben ser más homogéneos en cuanto a tipo de implante, conexión, proporción corona-implante, altura de la restauración, localización, inclinación, antagonista. Una muestra amplia, tiempos de observación largos, seguimiento exhaustivo y recogida de datos minuciosa ayudarían a obtener además resultados con relevancia estadística.





## 9 Conclusiones.



A partir de los resultados obtenidos en esta investigación y teniendo en cuenta las limitaciones, podemos concluir que tanto la altura de la corona como el nivel de la plataforma implantaria son parámetros críticos para la integridad mecánica de las restauraciones unitarias implantoportadas. Dichas consideraciones se fundamentan en las siguientes conclusiones del trabajo:

- **Primera:** Los valores de capacidad de carga más bajos ( $\approx 550$  N) corresponden a los especímenes con los valores más altos de longitudes de corona (15-17 mm).
- **Segunda:** El tipo de plataforma implantaria no condiciona la máxima capacidad de carga de las restauraciones protésicas estudiadas.
- **Tercera:** Los ensayos de carga estática, en los especímenes de menor altura, generan tensiones que se concentran sobre la cerámica de la restauración, provocando la fractura frágil de la cerámica, independientemente del diseño y nivel de plataforma implantaria. Sin embargo, el fallo en las coronas de mayor longitud, tiene lugar a nivel de la unión entre el implante y la restauración.
- **Cuarta:** La resistencia a la fatiga por cargas cíclicas disminuye significativamente (límite de fatiga  $\leq 250$  N) al incrementar la altura de las restauraciones (15-17 mm). Por consiguiente, las coronas con mayor altura presentan un mayor riesgo de roturas en un periodo de tiempo menor.
- **Quinta:** La resistencia a la fatiga por cargas cíclicas de los implantes que utilizan conexión protésica a nivel de tejido disminuye de forma significativa. Esta disminución es dramática (límite de fatiga  $\approx 100$  N) si se utilizan junto a coronas con mayor altura (15 mm). Por lo tanto, este grupo muestra la mayor degradación por fatiga de todos los estudiados.
- **Sexta:** El análisis macroestructural y microestructural revela que el mecanismo por el que se produce el fallo de los especímenes, a causa de aplicación de cargas cíclicas, fue fundamentalmente por la fractura del tornillo de fijación, debido a mecanismos de deformación plástica.



# 10 Bibliografía



1. Finch JL, Heath GH, David AR, Kulkarni J. Biomechanical assessment of two artificial big toe restorations from ancient egypt and their significance to the history of prosthetics. J Prosthet Orthot. 2012; 24: 181-91.
2. Nerlich AG, Zink A, Szeimies U, Hagedorn HG. Ancient Egyptian prosthesis of the big toe. Lancet 2000; 356: 2176-9.
3. Steflik DE, McKinney RV. Historia de la implantología. En: McKinney RV. Implantes dentales endoóseos. Barcelona: Mosby; 1993: 8-18.
4. Milner GR, Larsen CS. Teeth as artifacts of human behavior. En: Kelley MA, Larsen SC. Advances in Dental Anthropology. New York: Wiley-Liss, 1991: 357-78.
5. Peñarrocha M, Oltra MJ, Sanchís JM. Conceptos generales de implantología. En: Peñarrocha M, ed. Implantología oral. Barcelona: Ars Medica; 2006: 3-18.
6. Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Annu Rev of Mater Sci 1977; 27: 443-68.
7. Gómez M, Ávila R, Landa S. Evolución histórica de la implantología dental. Rev Esp Estomatol 1988; 36: 303-10.
8. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. Open Dent J 2014; 16: 50-5.
9. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10: 387-416.
10. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. ed. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co 1985.
11. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic



complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res 2012; 23: 2-21.

12. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prosthet Dent 2002; 88: 89-95.

13. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2014; 29: 99-116.

14. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. Int J Oral Maxillofac Implants 2014; 29: 308-324.

15. Mangano F, Macchi A, Caprioglio A, Sammons RL, Piattelli A et al. Survival and complication rates of fixed restorations supported by locking-taper implants: a prospective study with 1 to 10 years of follow-up. J Prosthodont 2014; 23: 434-44.

16. Rohlin M, Nilner K, Davidson T, Gynther G, Hultin M et al. Treatment of adult patients with edentulous arches: a systematic review. Int J Prosthodont 2012; 25: 553-67.

17. Sunnegardh-Gronberg K, Davidson T, Gynther G, Jemt T, Lekholm U et al. Treatment of adult patients with partial edentulism: a systematic review. Int J Prosthodont 2012; 25: 568-81.

18. Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. J Oral Rehabil 2011; 38: 286-94.

19. Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. Clin Oral Implants Res 2015; 26: 1229-36.



20. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S et al. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16: 356-64.
21. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 102-10.
22. Wismeijer D, Brägger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, et al. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 137-40.
23. Walton TR. An Up-to-15-year comparison of the survival and complication burden of three-unit tooth-supported fixed dental prostheses and implant-supported single crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30: 851-61.
24. Walton TR. Making sense of complication reporting associated with fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2014; 27: 114-18.
25. Salvi GE, Brägger U. Mechanical and Technical Risks in Implant Therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 69-85.
26. Heitz-Mayfield LJA, Needleman I, Salvi GE, Pjetursson, BE. Consensus statements and clinical recommendations for prevention and management of biologic and technical implant complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 346-50.
27. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:625-42).
28. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue failure of dental implants in simulated intraoral media. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 62: 636-44.



29. Smith WF, Hashemi J. Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. En: Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. 4ªed. Madrid: Mc Graw Hill, 2004: 2-25.
30. Callister WD. Introducción. En: Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. 2ed. Barcelona: Ed reverté; 1995: 1-6.
31. Smith WF, Hashemi J. Cerámicas. En: Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. 4ed. Madrid: Mc Graw Hill; 2004: 572-647.
32. Callister WD. Cerámicas. En: Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. 2ed. Barcelona: Ed reverté; 1995: 387-430.
33. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. J Dent 2013; 41: 1135-47.
34. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aus Dent J 2011; 56: 84-96.
35. Ferré Martínez J. Estudio in vitro sobre la resistencia a la fractura de coronas implantosoportadas unitarias de disilicato de litio cementadas y cementoatornilladas. Tesis Doctoral 2015. Universidad Internacional de Cataluña.
36. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. Int J Prosthodont 1997; 10: 459-66.
37. Sanz J. Giuseppangelo Fonzi, inventor de los dientes de porcelana. Anales de Odontoestomatología 1995; 1: 27-31.
38. Hoffmann-Anthelm W. History of dentistry. 1Ed. Chicago: Quintessence; 1981.
39. Guerini V. The life and Works of Giussepangelo Fonzi. Lea and Febiger. Philadelphia and New York, 1925; 105-10.



40. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in Dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.
41. Martínez-Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007; 12: 253-63.
42. Panadero RA. Estudio comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. Tesis doctoral 2012. Universidad de Valencia.
43. García Naranjo AM, Análisis microestructural de la unión ceramocerámica en prótesis fija. Tesis doctoral 2013. Universidad Complutense de Madrid.
44. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98: 389-404.
45. Land CH. Porcelain dental art. Dent Cosmos 1903; 45: 437-4.
46. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85: 61-7.
47. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1965; 119: 251-67.
48. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 1975; 258: 703-4.
49. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, et al. Performance of dental ceramics: challenges for Improvements. J Dent Res 2011; 90: 937-52.
50. Santos RLP, Silva FS, Nascimento RM, Souza JCM, Motta FV, et al. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia: Effect of surface treatment by CNC-milling and composite layer deposition on zirconia. J Mech Behav Biomed Mater. 2016; 60: 547-56.





51. Godoy L. Análisis del efecto del fresado y pulido en la rugosidad y resistencia mecánica de distintas superficies cerámicas. Tesis Doctoral 2014. Universidad Complutense de Madrid.
52. Martínez-Rus F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral 2005. Universidad Complutense de Madrid.
53. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. Int J Prosthodont 2015;28:227-235
54. López Suarez C. Puentes posteriores de circona monolítica y con recubrimiento: evaluación de la resistencia a la fractura. Tesis Doctoral 2014. Universidad Complutense de Madrid.
55. Kern M, Thompson VP, Beuer F, Edelhoff D, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Pospiech P, Reiss B. Dental ceramics – structure and possibilities. All-Ceramics at a Glance. 3ed. Alemania. Thompson VP; 2017:7-10.
56. Brantley WA. Solidificación y microestructura de los metales. En: Anusavice KJ. Ciencia de los materiales dentales. 11ªed. España: Elsevier SA; 2004: 103-116.
57. Macchi RL. Materiales metálicos. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010: 42-80.
58. Vega JM, Materiales y biomateriales odontológicos: Concepto y consideraciones generales. Propiedades ideales de los materiales odontológicos. Clasificación. En: Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. 1ªed. Madrid: Avances médico-dentales; 1996: 23-34.
59. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent 2002; 87: 351-63.



60. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J Prosthodont 2009; 18: 188-94.
61. Macchi RL. Endodoncia. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010: 333-47.
62. García barbero J. Orificación. En: Patología y terapéutica dental compleja. Madrid: Síntesis; 2000: 333-47.
63. Anusavice KJ, Paul Cascone. Aleaciones dentales para colado y soldadura. En: Anusavice KJ. Ciencia de los materiales dentales. 11ªed. España: Elsevier SA. 2004: 263.
64. Naylor WP. Introduction to metal-ceramic technology. Quintessence, Chicago, 1992; 28-38.
65. Manaranche C, Hornberger H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. Dent Mater. 2007;23(11):1428-37.
66. Raquel Castillo Ajuste de estructuras coladas para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales. Tesis Doctoral 2002. Universidad Complutense de Madrid.
67. Real Voltas F. Estudio in vitro del ajuste marginal y la resistencia a fuerzas compresivas de coronas de cromo-cobalto sinterizado, mecanizado y presinterizado. Tesis Doctoral 2015. Universidad Internacional de Cataluña.
68. Machi RL. Aleaciones para coladas. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010: 269-86.
69. Machi RL. Porcelana sobre metal. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010: 299-306.
70. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983; 49: 843-8.



71. Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 1988; 3: 183-9.
72. Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4: 147-52.
73. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. Clin Oral Implants Res 2012; 23: 163-201.
74. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions: A systematic review. Int J Oral Maxillofac 2014; 29: 84-98.
75. Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. Int J Oral Maxillofac Implants 2015; 30: 110-24.
76. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. J Oral Rehabil 2011; 38: 697-711.
77. Nejatidanesh F, Moradpoor H, Savabi O. Clinical outcomes of zirconia-based implant- and tooth-supported single crowns. Clin Oral Invest 2016; 20: 169-178.
78. Sim JY, Lee WS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Evaluation of shear bond strength of veneering ceramics and zirconia fabricated by the digital veneering method. J Prosthodont Res 2016; 60: 106-13.
79. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater 2008; 24 :1556-67.



80. Konstantinidis IK, Jacoby S, Rädcl M, Böning K. Prospective evaluation of zirconia based tooth- and implant-supported fixed dental prostheses: 3-year results. J Dent 2015; 43: 87-93.
81. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dental Mat 2007; 23: 952-59.
82. Machi RL. Procedimientos para colada. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010:269-76.
83. Machi RL. Porcelana. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010: 287-98.
84. Lopez Mollá MV. Análisis microscópico e investigación experimental in vitro de la interfase de unión entre la zircona y su cerámica de recubrimiento en restauraciones completas de cerámica. Tesis Doctoral 2012. Universidad Europea de Madrid.
85. Sehgal M, Bhargava A, Gupta S, Gupta P. Shear bond strengths between three different yttria-stabilized zirconia dental materials and veneering ceramic and their susceptibility to autoclave induced low-temperature degradation. Int J of Biomater 2016; 12: 1-7.
86. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res 2016; 60: 72-84.
87. Gonzalez de Villaumbrosía, P. Estudio experimental in vitro de la fiabilidad de seis escáneres extraorales utilizados en tecnología Cad/Cam. Tesis Doctoral 2014. Universidad Complutense de Madrid.
88. Sonza QN, Della Bona A, Borba M. Effect of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. Dent Mater 2014; 30: 578-85.



89. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I) Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci 1998; 106: 527-551.
90. Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19: 150-54.
91. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson BE, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clinical Oral Implants Research 2005; 16: 326-34.
92. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res 2008; 19: 119-30.
93. Martin WC, Pollini A, Morton D. The influence of restorative procedures on esthetic outcomes in implant dentistry: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants 2014; 29: 142-54.
94. Berglundh T, Persson L, Klinge B: A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J Clin Periodontol 2002; 29: 197-212.
95. Rinke S, Roediger M, Eickholz P, Lange K, Ziebolz D. Technical and biological complications of single-molar implant restorations. Clin Oral Implants Res 2015; 26: 1024-30.
96. Goodacre CJ, JYK Kan, K Rungcharassaeng. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999; 81: 537-52.
97. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. Dent Mater 2009; 25: 1419-25.



98. Bianco G, Di Raimondo R, Luongo G, Paoleschi C, Piccoli P, Piccoli C, Rangert B. Osseointegrated implant for single-tooth replacement: a retrospective multicenter study on routine use in private practice. *Clin Implant Dent Rel Res* 2000; 2: 152-58.
99. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 772-77.
100. Camargos GV, do Prado CJ, das Neves FD, Sartori IA. Clinical outcomes of single dental implants with external connections: results after 2 to 13 years. *Int J of Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 935-44.
101. Montero J, Manzano G, Beltrán D, Lynch CD, Suárez-García MJ, Castillo-Oyagüe R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *J Dent*. 2012; 12: 1081-9.
102. Anchieta RB, Machado LS, Hirata R, Bonfante EA, Coelho PG. Platform-switching for cemented versus screwed fixed dental prostheses: reliability and failure modes: an in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18: 830-9.
103. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 415-22.
104. CJ Goodacre, G Bernal, K Rungcharassaeng, JYK Kan. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 121-32.
105. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 854-9.



106. Jendresen MD, Allen EP, Bayne SC, Donovan TE, Hansson TL, et al. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. J Prosthet Dent. 1995; 74: 60-99.
107. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 894-904.
108. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 450-55.
109. Vega JM. Propiedades físicas mecánicas de los materiales odontológicos (I): Principios generales sobre ensayos tecnológicos aplicados a los materiales dentales. En: Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. 1ªed. Madrid: Avances médico-dentales; 1996: 161-76
110. Anusavice KJ, Paul Cascone. Propiedades mecánicas de los materiales. En: Anusavice KJ. Ciencia de los materiales dentales. 11ªed. España: Elsevier SA. 2004: 73-102.
111. Machi RL. Propiedades de los materiales. En: Materiales dentales. 3ªed. Buenos Aires: Panamericana; 2010: 13-38.
112. Avilés González R. Bases del cálculo resistente en diseño mecánico: En: Métodos de cálculo de fatiga para ingeniería. 1ed. Madrid: Paraninfo; 2015: 1-60.
113. Hashemi J y Smith W. Propiedades mecánicas de metales I. En: Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. 4ªed. Madrid: Mc Graw Hill; 2004: 200-269.



114. Hashemi J. Propiedades mecánicas de metales II. En: Hashemi J y Smith W. Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. 4ªed. Madrid: Mc Graw Hill; 2004: 270-309.
115. Callister WD. Rotura. En: Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. 2ed. Barcelona: Ed reverté, 1995: 193-251.
116. Barrientos Rios G, Razeto Migliaro M. Análisis, ensayos y estudios a realizar. En: Analisis de fallas en equipos industriales. Departamento de ingeniería mecánica de la Universidad de Concepcion. Chile; 2014: 73-89.
117. Avilés González R. Introducción al análisis y diseño a fatiga. En: Métodos de cálculo de fatiga para ingeniería. 1ed. Madrid: Paraninfo; 2015: 99-155.
118. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. J Prosthodont Res 2011; 5: 12-18.
119. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screws loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 2004; 91: 326-34.
120. Delben JA, Assunção WG, Gomes EA, Barço VA. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. Int J Oral Maxillofac Implants 2011; 26: 251-56.
121. Nicolaisen MH, Bahrami G, Finlay S, Isidor F. Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water. J Dent 2014, 42: 1613-20.
122. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater 2016; 62: 333-46.





123. Vega JM, Capítulo 10 propiedades físicas de los materiales odontológicos (II). Modificaciones en las propiedades mecánicas. Consideraciones biomecánicas y clínicas. Fenómenos reaccionados con fricción y desgaste. Materiales fácilmente deformables. En: Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos. 1ªed. Madrid: Avances médico-dentales; 1996: 195-218.
124. Gehrke SA. Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. Clin Implant Dent Relat Res 2015; 17: 790-7.
125. Avilés González R. Análisis de fatiga con tensiones uniaxiales alternas. En: Métodos de cálculo de fatiga para ingeniería. 1Ed. Madrid: Paraninfo; 2015: 157-216.
126. Mecholsky JJ. Fractography: Determining the sites of fracture initiation. Dent Mater 1995, 11: 113-6.
127. Wouters R, Froyen L. Scanning electron microscope fractography in failure analysis of steel. Materials Characterization 1996; 36: 357-64.
128. Aviles R. Teorías de fallo estático y mecánica lineal de la fractura. En: Métodos de cálculo de fatiga para ingeniería. 1ed. Madrid: Paraninfo;2015: 61-97.
129. Anitua E, Piñas L, Orive G. Retrospective study of short and extra-short implants placed in posterior regions: influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss. Clin Implant Dent Relat Res 2015; 17: 102-10.
130. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: A systematic review. J Periodontol 2014; 85: 1214-21.
131. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-bone reconstructions. Periodontol 2000 1998; 17:119-24.



132. Nisand D, Picard N, Rocchietta I. Short implants compared to implants in vertically augmented bone: a systematic review. Clin Oral Implants Res 2015; 26: 170-9.
133. Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sam-martino G. Procaccini M. Technical and biological complications related to crown to implant ratio: a systematic review. Implant Dentistry 2014; 23: 180-7.
134. Brose MO, Avers RJ, Rieger MR, Duck-worth JE. Submerged alumina dental root implants in humans: five-year evaluation. J Prosthet Dent 1989; 61: 594-601.
135. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. Clin Oral Investig 2000; 4: 13-20.
136. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. Clinical Oral Implants Research 2002; 13: 381-9.
137. Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. J Prosthet Dent 2005; 93: 559-62.
138. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implants Res 2007; 18: 707-14.
139. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. J Prosthet Dent 2007; 98: 1-5.
140. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. Clin Oral Implants Res 2009; 20: 67-72.



141. Gómez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemín A, del Rio J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: a preliminary clinical study. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 33-7.
142. Okada S, Koretake K, Miyamoto Y, Oue H, Akagawa Y. Increased crown-to-implant ratio may not be a risk factor for dental implant failure under appropriate plaque control. *PLoS One* 2013; 8: e63992.
143. Mezzomo LA, Miller R, Triches D, Alonso F, Shinkai RSA. Meta-analysis of single crowns supported by short (<10 mm) implants in the posterior region. *J Clin Periodontol* 2014; 41: 191-213.
144. Sun SP, Moon IS, Park KH, Lee DW Effect of Crown to Implant Ratio and Anatomical Crown Length on Clinical Conditions in a Single Implant: A Retrospective Cohort Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17: 724-31.
145. Urdaneta AR, Rodriguez S, McNeil C, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 729-43.
146. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol* 2010; 36: 425-33.
147. Schneider D, Witt L, Hammerle HFC. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. *Clin Oral Impl Res* 2012; 23: 169-74.
148. Nisan D. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69: 1934-9.



149. Lee KJ, Kim YG, Park JW, Lee JM, Suh JY. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *J Periodontal Implant Sci* 2012; 42: 231-6.
150. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, et al. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2005; 20: 69-76.
151. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontology* 2000 2014; 66: 72-96.
152. Lee SA, Lee CT, Fu MM, Elmisalati W, Chuang SK. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 1085-97.
153. Sahrman P, Naenni N, Jung RE, Held U, Truninger T, Hämmerle CHF, Attin T, Schmidlin PR. Success of 6-mm implants with single-tooth restorations: A 3-year randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2016; 95: 623-8.
154. Ghariani L. Segaan L, Rayyan MM, Galli S, Jimbo R, Ibrahim A. Does crown/implant ratio influence the survival and marginal bone level of short single implants in the mandibular molar? A preliminary investigation consisting of 12 patients. *J Oral Rehab* 2016; 43: 127-35.
155. Sanz M, Donos N, Alcoforado G, Balmer M, Gurzawska K, et al. Therapeutic concepts and methods for improving dental implant outcomes. Summary and consensus statements. The 4th EAO Consensus Conference 2015. *Clin Oral Impl Res* 2015; 26 :202-6.



156. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010; 81: 1350-66.
157. Vouros ID, Kalpidis CD, Horvath A, Petrie A, Donos N. Systematic assessment of clinical outcomes in Bone-Level and Tissue-Level endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 1359-74.
158. Kumar VV, Sagheb K, Kämmerer PW, Al-Nawas B, Wagner W. Retrospective clinical study of marginal bone level changes with two different screw-implant types: comparison between Tissue Level (TE) and Bone Level (BL) Implant. *J Maxillofac Oral Surg* 2014; 13: 259-66.
159. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med* 2014; 25: 1825-30.
160. Kim JJ, Lee DW, Kim CK, Park KH, Moon IS. Effect of conical configuration of fixture on the maintenance of marginal bone level: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 439-44.
161. ISO Norm 14801. Dentistry fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2003.
162. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 636-46.
163. Ferreiroa A. Restauraciones totalmente cerámicas unitarias implantosoportadas cementadas sobre pilares de circonita o titanio: Análisis del comportamiento mecánico. Tesis Doctoral 2013. Universidad Complutense de Madrid.
164. Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, El Masoud B. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained



implant-supported metal ceramic posterior crowns. J Prosthodont 2010; 19: 263-73.

165. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 1448-55.

166. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw-versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. Dent Mater 2007; 23: 296-301.

167. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, et al. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2004; 91: 532-7.

168. Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. J Prosthet Dent 2015; 114: 59-66.

169. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. J Prosthet Dent 2009; 101: 119-2.

170. Hussien AN, Rayyan MM, Sayed NM, Segaan LG, Goodacre CJ, Kattadiyil MT. Effect of screw-access channels on the fracture resistance of 3 types of ceramic implant-supported crowns. J Prosthet Dent 2016; 116: 214-20.

171. Stona D, Burnett LH Jr, Mota EG, Spohr AM. Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. J Am Dent Assoc 2015; 146: 501-7.

172. Nogueira LB, Moura CD, Francischone CE, Valente VS, Alencar SM, Moura WL, Soares Martins GA. Fracture strength of implant-supported ceramic crowns with



customized zirconia abutments: screw retained vs. cement retained. J Prosthodont 2016; 25: 49-53.

173. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Impl Res 2008; 19: 1276-84.

174. Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. Clin Oral Implants Res 2015; 26: 137-42.

175. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva-Neto JP, de Arruda Nóbilo MA, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. J Prosthodont 2015; 24: 52-6.

176. Dantas de Moraes SL, Ramos Verri F, Ferreira Santiago J, de Faria Almeida DA, Cantieri de Mello C, Eduardo Piza Pellizzer E. A 3-D Finite Element Study of the Influence of Crown-Implant Ratio on Stress Distribution. Braz Dent J 2013; 24: 635-41.

177. Bulaqui HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2015; 113: 548-57.

178. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2015; 18: 689-96.

179. Shadid RM, Abu-Naba'a L, Al-Omari WM, Asfar KR, El Masoud BM. Effect of an occlusal screw-access hole on the fracture resistance of permanently cemented implant crowns: a laboratory study. Int J Prosthodont 2011; 24:267-9.



180. Song Park Il, Sang Yong Won , Tae Sung Bae , Kwang Yeob Song , Charn Woon Park. Fatigue characteristics of five types of implant-abutment joint designs. *Metals and materials International* 2008; 14: 133-8.
181. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A. Microscopical observations of the osseous responses in early loaded human titanium implants: a report of two cases. *Biomaterials* 1996; 17: 1333-7.
182. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Waish EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 443-9.
183. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25: 240-51.
184. Sanz M, Naert I. Biomechanics/risk management (Working Group 2). *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 107-11.
185. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 275-82.
186. Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 937-43.
187. Hof M, Pommer B, Zukic N, Vasak C, Lorenzoni M, Zechner W. Influence of prosthetic parameters on peri-implant bone resorption in the first year of loading: a multi-factorial analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17: 183-91.
188. Deporter DA, Kermalli J, Todescan R, Atenafu E. Performance of sintered, porous-surfaced, press-fit implants after 10 years of function in the partially





edentulous posterior mandible. Int J Periodontics Restorative Dent 2012; 32: 563-70.

189. Nunes M, Almeida RF, Felino AC, Malo P, de Araújo Nobre M. The influence of crown-to-implant ratio on short implant marginal bone loss. Int J Oral Maxillofac Implants 2016; 31: 1156-63.

190. Ramos Verri F, Ferreira Santiago J, Augusto de Faria Almeida D, G Brandão de Oliveira GB, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. J Biomechanics 2015; 48: 138-45.

191. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, et al. Consensus Conference Panel Report: crown height space guidelines for implant dentistry. Part 1. Implant Dent 2005; 14: 312-18.

192. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, et al. Consensus Conference Panel Report: crown height space guidelines for implant dentistry. Part 2. Implant Dent 2006; 15: 113-21.

93. Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbals G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. J Oral Maxillofac Res 2016; ;7: 1-11

194. Smirnov A, Beltrán JI, Rodríguez-Suarez T, Pecharromán C, Muñoz MC, Moya JS, Bartolomé JF. Unprecedented simultaneous enhancement in damage tolerance and fatigue resistance of zirconia/Ta composites. Sci Rep, 2017; 7, 1-13.